

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica

Ana Filipa Felgueiras Antas
Licenciada em Design do Produto
pelo Instituto Superior de Tecnologia e Gestão
de Viana do Castelo

Dissertação submetida para satisfação parcial
dos requisitos do grau de mestre
em Design Industrial

Dissertação realizada sob a supervisão do
Professor Doutor Fernando Jorge Lino Alves,
do Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial
da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Porto, Dezembro de 2007

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Escola Superior de Artes e Design de Matosinhos

Utilização das Tecnologias de Prototipagem Rápida na Área Médica

Ana Filipa Felgueiras Antas

Porto, Dezembro de 2007

Agradecimentos

Agradeço a todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para que este sonho se tornasse realidade. Apesar da frase clichê, é a mais pura das verdades...

Agradeço a todos aqueles com quem posso partilhar este sonho, mas sobretudo àqueles que já não podem estar presentes, que nunca foram esquecidos e sempre me deram as forças e o apoio para chegar onde estou.

Muito agradeço ao Eng. Lino, porque sem o seu apoio e orientação este sonho nunca teria passado disso mesmo. Mais que um professor e orientador, um homem que tenho como exemplo e foi incansável. Obrigada por tudo.

A todos os colaboradores do INEGI, pelo empenho, paciência, e dedicação demonstradas para com a minha tese.

De uma forma muito especial, ao meu pai. Obrigada por me teres mostrado que a vida nem sempre nos trás o que esperamos, mas que mesmo assim devemos lutar com todas as forças por aquilo que sonhamos. Ninguém consegue derrotar os nossos sonhos. Obrigada por me teres lembrado disso.

À minha querida mãe, por toda a paciência, amor e tudo o resto... Só nós as duas sabemos que este Mestrado foi muito mais do que isso mesmo.

Ao meu irmão, Hugo, pelos sermões, por me lembrar que não sou de ferro e que o corpo não resiste. Agradeço-te por todo o teu apoio, muitas vezes camuflado.

Ao Pedro, por estar sempre presente, por não me deixar ir abaixo, por toda a força, compreensão e amor.

É claro, à minha maravilhosa família. Por todo o apoio, dedicação e força que sempre me deram. As palavras não chegam para descrever tudo o que já fizeram por mim.

Às minhas primas maravilhosas, Uitta e Cristina, obrigada pelos livros, conhecimentos e afins... Vocês são mesmo as melhores primas do mundo.

A muitas outras pessoas, Cris, Maria José, Dr. Hugo, e todos aqueles que de alguma forma contribuíram para a realização deste sonho, obrigada.

Resumo

A Prototipagem Rápida tem sido alvo de interesse e muitos estudos nos últimos anos por ser considerada uma tecnologia do futuro, e por ser claro o seu potencial em campos de grande interesse, como a medicina, aeronáutica, etc.

Desconhecimento, falta de divulgação, problemas de compatibilidade de materiais, etc., fazem com que as tecnologias de prototipagem rápida ainda não tenham uma maior implementação na área médica.

Para a utilização desta RP nesta área é necessário ultrapassar uma série de etapas, que vão desde a aquisição das imagens do paciente, até à realização de um modelo adaptado ao mesmo.

É necessário proceder-se à aquisição de imagens da área de estudo (por exemplo: crânio), através de meios complementares de diagnóstico, como RM, TAC ou TVC. Depois de se terem as imagens obtidas através dos mesmos, é necessário proceder-se à conversão para CAD de forma a poderem ser editadas e trabalhadas. Após a realização dos ajustes e modelações necessárias, converte-se então o ficheiro para um outro formato, capaz de ser lido pelos equipamentos de RP.

É necessário então proceder-se à selecção do processo de RP e dos materiais a utilizar tendo em conta o fim a que se destina o modelo. Na área médica podem existir algumas características particulares com especial interesse, tal como a transparência, o

rigor dimensional, a introdução de cores, etc..

Conjugando todos estes factores é hoje em dia possível reduzir os tempos de intervenção cirúrgica e de recuperação dos pacientes, bem como introduzir grandes inovações a nível estético e outras áreas até agora desconhecidas.

Nesta tese abordam-se todos estes aspectos e apontam-se caminhos em que o design desempenha um papel preponderante.

Palavras-Chave: Prototipagem Rápida, Design, Medicina

Abstract

The Rapid Prototyping has been object of interest and many studies in recent years for being considered a technology of the future, and for being clear it's potential in fields of great interest, like medicine, aeronautics, etc..

Ignorance, lack of divulgation, materials compatibility problems, etc., they make that the rapid prototyping technologies haven't got a greater implementation in the medical field, yet.

For the use of this technology in the medical area it is necessary to overcome a series of stages that go since the acquisition of the images of the patient, until the achievement of a suitable model.

It is necessary to proceed with the acquisition of images of the study area (for example: skull), through complementary means of diagnosis, such as MR, CT or VCT. After you have the images, it is necessary to make an conversion to CAD so that we can be able to edit and work on them. After the accomplishment of the adjustments and necessary modifications, we must convert them to an specific format capable to be read by the RP devices.

It is then necessary to proceed to the selection of the RP process and the materials to use, having in account the model destination. In the medical area some particular characteristics with special interest can exist, such as the transparency, the dimensional

severity, the introduction of colours, etc..

Connecting all this factors is nowadays possible to reduce the surgery interventions time and patient recovery, as well as launch huge innovations in the aesthetical level and in other areas until now unknown.

In this thesis are mentioned all this aspects and are pointed several ways were design assume the main role.

Keywords: Rapid Prototyping, Design, Medicine

Índice

Agradecimentos	I
Resumo	III
Abstract	V
Índice	VII
Lista de Figuras	XIII
Lista de Abreviaturas	1
Objectivos da Tese	3
Introdução/ Apresentação Trabalho	5
O Design e a sua importância em diferentes sectores industriais	9
A Prototipagem Rápida e o Design	13
Aplicação da Prototipagem Rápida na Área Médica	14
Rapid Manufacturing / Fabrico Rápido de Componentes	16
Rapid Tooling Fabrico / Rápido de Ferramentas	19
Aquisição de Imagens Médicas	20
Imagens Médicas para realização de modelos tridimensionais	21
Tomografia Axial Computorizada (TAC)	22
Ressonância Magnética (RM)	24
Tomografia Volumétrica Computorizada (TVC)	25
Conversão para DICOM	27
Visualização de imagens e conversão para CAD	29
Construção de Modelos Biomédicos	35
Classes de Materiais usados na Medicina	

Propriedades dos Materiais	37
Principais processos de Prototipagem Rápida	41
Estereolitografia (SL)	42
Modelação por Extrusão de Plástico (FDM)	47
Laminated Object Manufacturing (LOM)	51
Impressão Tridimensional (3DP)	57
Sinterização Selectiva por Laser (SLS)	63
Fusão Selectiva por Laser (SLM)	69
Fusão por Feixe de Electrões (EBM)	75
Processos e Materiais - Conclusão	79
A prototipagem Rápida nos diversos sectores Médicos	
Implantologia	83
Neurocirurgia	87
Odontologia/ Dentária	93
Oncologia	99
Ortopedia	103
Componente Prática	107
Conclusão	117
O Futuro	121
Bibliografia/ Referências Bibliográficas	125

Lista de Figuras

- 1 Palácio de Cristal, Londres, 1851. Primeiro marco das exposições industriais
- 2 Interior do Palácio de Cristal, projecto de Patton
- 3 John Ruskin
- 4 Projecto para objectos de metal realizados através de produção industrial
- 5 William Morris
- 6 Produtos para decantação de vinho produzidos através de processos de RP
- 7 Candeeiro de pé obtido através de resina líquida fotopolimerizável
- 8 Pormenores do processo de RM por laser
- 9 Peças criadas pelo processo de RM
- 10 Guia cirúrgico (ferramenta) implementado num modelo
- 11 Pormenor de um guia para auxílio cirúrgico
- 12 Primeira radiografia, da mão da esposa de Roentgen, com seu anel de casamento
- 13 Radiografia tirada por Roentgen à sua espingarda
- 14 Secção de uma Tomografia Axial Computorizada Cerebral
- 15 Aparelho de TAC
- 16 Conjunto de imagens que compõem uma TAC
- 17 Várias secções de uma Ressonância Magnética Cerebral
- 18 Aparelho de RM
- 19 Pormenor de aparelho de Ressonância
- 20 Aparelho de TVC
- 21 Detalhe da artéria coronária obtida através de TVC
- 22 TVC do coração

23	Aspecto de funcionamento do Programa DICOM
24	Visualização do processo de edição de imagens
25	Esquema de funcionamento do programa
26	Modelo Superficial
27	Modelo Sólido
28	Elementos quadriláteros
29	Elementos tetraédricos
30	Elementos hexaédricos
31	Criança de 4 anos com mandíbula hipo plástica
32	Modelo sólido tridimensional para planeamento cirúrgico
33	Aparência pós operatória
34	Vários tipos de materiais
35	Esquema de construção de modelos tridimensionais pelos processos de Prototipagem Rápida
36	Esquema de construção de um modelo
37	Modelo em Estereolitografia, feito num material transparente que permite diferenciar as diferentes estruturas
38	Aparelho de estereolitografia, onde pode visualizar-se a resina líquida
39	Suportes para construção de um modelo
40	Câmara de ultra-violetas para pós-cura do modelo
41	Aspecto de resinas époixidas
42	Aspecto de resinas acrílicas
43	Modelo realizado em resina époixida
44	Resina crítica colocada numa matriz
45	Folhas acrílicas- PMMA
46	Etapas de construção de um modelo tridimensional pelo processo de FDM
47	Orelha realizada em FDM
48	Filamentos para produção de peças em FDM
49	Tecidos ósseos realizados em FDM
50	Aparas de policarbonato
51	Esquema de funcionamento de um aparelho de LOM
52	Máquina de LOM
53	Equipamento de LOM em funcionamento
54	Modelo obtido por LOM
55	Processo de descubicação
56	Protótipo da escafóide realizado em cerâmica pelo processo de LOM
57	Estrutura da alumina

58	Espuma de zircónia
59	Componentes de juntas em zircónia
60	Fosfato de cálcio
61	Estrutura de hidroxiapatite na parte superior e estrutura óssea na inferior
62	Esquema de construção de um modelo tridimensional pelo processo de impressão tridimensional
63	Coluna vertebral em 3DP
64	Equipamento de 3DP
65	Crânio realizado pelo processo de 3DP
66	Equipamento Desktop Factory
67	Peças produzidas pelo equipamento Desktop Factory
68	Corte transversal de fibras de celulose
69	Amido
70	Esquema de funcionamento de um aparelho de SLS
71	Equipamento de SLS
72	Deposição de uma nova camada de pó termoplástico
73	Remoção do modelo da máquina de RP
74	Resinas de nylon e poliamida
75	Protótipo obtido através do processo SLS em DuraForm
76	Molde realizado em SandForm
77	Pormenor do molde
78	Máquina de SLM
79	Cilindro em malha realizado em titânio
80	Coroas e pontes dentárias
81	Guia cirúrgico produzido em aço inox, tipo 316L através do processo de SLM
82	Pó de aço inox
83	Perfis de aço inox
84	Implantes ortopédicos na liga crómio-cobalto
85	Amostra de liga de um material com memória de forma inserida numa máquina de testes
86	Máquina de EBM da Arcam
87	Detalhe do visor
88	Feixe de electrões
89	Feixe de alta potência
90	Prótese do joelho realizada pelo processo EBM
91	Placa óssea realizada pelo processo EBM
92	Silicone utilizado como material de duplicação

93	Emplastro em hidrogel para cicatrização
94	Imagens do modelo tridimensional onde se verifica a deformidade facial
95	Modelo em estereolitografia
96	Implante colocado sobre o modelo em estereolitografia
97	Reconstrução do côndito
98	Implante da mandíbula esquerda
99	Imagens pós-cirúrgicas
100	Paciente sem desvio durante abertura da boca um mês após a cirurgia
101	Imagem pré-cirúrgica das gémeas
102	Modelo do cérebro das gémeas realizado através da tecnologia de RP
103	Médico assistente com modelo em estereolitografia
104	Modelo e imagens que lhe deram origem
105	Médico assistente e de fundo vários exames para determinar os procedimentos cirúrgicos
106	Modelo onde se pode visualizar os vasos sanguíneos
107	Estudo de forma de corte
108	Imagens das gémeas antes da cirurgia
109	Gémeas após o processo de separação
110	Imagens do paciente onde se pode visualizar a deformidade existente
111	Idem
112	Modelo tridimensional para visualização e estudo do defeito ósseo
113	Idem
114	Modelo tridimensional do segmento a implantar
115	Modelo em estereolitografia
116	Imagens pós-cirúrgicas onde se pode verificar uma nivelação óssea
117	Idem
118	Tomografia tridimensional pré-operatória
119	Tomografia panorâmica pré-operatória
120	Modelo em estereolitografia
121	Simulação de inserção dos excertos no modelo
122	Colheita de osso cortical
123	Comparação do aspecto do modelo com o paciente
124	Compressão e fixação dos excertos
125	RX pós-cirúrgico
126	Modelo em estereolitografia e guia cirúrgico
127	Implante inserido
128	Cortes axiais das imagens tomográficas

- 129 Imagem tridimensional
- 130 Reconstrução tridimensional
- 131 Modelo em estereolitografia com placas
- 132 Construção de protecção para fossa mandibular em resina acrílica
- 133 Peça em titânio adaptada à fossa mandibular
- 134 Prótese com implantes dentários fixos com resina
- 135 Detalhe da fixação
- 136 Modelo final da cirurgia
- 137 Encaixe da protecção em titânio
- 138 Remoção do côndilo e prótese mandibular convencional
- 139 Colocação da nova prótese e realização de testes
- 140 RX de controlo
- 141 Modelo tridimensional onde se coloriu o tumor de forma a ser diferenciado
- 142 Idem
- 143 Modelo em estereolitografia com o tumor colorido
- 144 Idem
- 145 RX onde se verifica pseudohipocondroplasia
- 146 Modelo em RP
- 147 Implante fabricado a partir do modelo
- 148 RX pós-operatório
- 149 Fluxograma das principais etapas
- 150 Zigomático com modelo
- 151 Mandíbula com modelo
- 152 Zigomático superior com modelo
- 153 Modelo em estereolitografia
- 154 Modelo em estereolitografia com modelos ósseos adaptados
- 155 Moldes onde se pode ver a peça original no seu interior
- 156 Molde em silicone com pó de alumínio com o modelo no seu interior
- 157 Controle dos tempos de arrefecimento da cera no molde de silicone com pó de alumínio
- 158 Peça em cera no molde de silicone
- 159 Peças em cera nos moldes realizados com diferentes materiais
- 160 Peças em cera com gitos e alimentadores
- 161 Peças e cadinhos no processo de formação de carapaça
- 162 Peças e cadinhos após processo de formação de carapaça completo
- 163 Idem
- 164 Peças antes e após o processo de formação de carapaça

- 165 Corte da matéria-prima para posterior fusão
- 166 Cadinho incandescente assente no suporte do forno para deposição da matéria no interior da carapaça
- 167 Fragmentação das carapaças, podendo ver-se no seu interior a peça final
- 168 Cadinho com o material excedente no seu interior
- 169 Cadinho junto da peça fabricada
- 170 Peças finais aquando da destruição da carapaça, após limpeza e após polimento
- 171 Peças das 3 estruturas ósseas após a limpeza
- 172 Peças das 3 estruturas ósseas após electro-polimento

Lista de Abreviaturas

3DP	Three Dimensional Printing	Impressão Tridimensional
ACR	American College of Radiology	
Al	Alumínio	
BASS	Break Away Support System	
C	Cobalto	
CAD	Computer Aided Design	- Desenho Assistido por Computador
CAE	Computer Aided Engineering	- Engenharia Assistida por Computador
CAM	Computerized Aided Manufacturing	- Manufactura Assistida por Computador
CNC	Computerized Numerical Control	- Comando Numérico Computorizado
Cr	Crómio	
DICOM	Digital Imaging Communications in Medicine	- SAID Sistema multiagente de Arquivo e Difusão de Imagem Médica
EBM	Electron Beam Melting	Fusão por Feixe de Electrões
FDM	Fused Deposition Modelling	- Modelação por Extrusão de Plástico
IGES	Initial Graphics Exchange Specification	
LOM	Laminated Object Manufacturing	- Fabricação de Objectos por Camadas
MCD	Meios Complementares de Diagnóstico	
MIT	Massachusetts Institute of Technology	
NEMA	National Electrical Manufacturers Association	
PDMS	Polidimetilsiloxano	
PC	Polycarbonato	
PE	Polietileno	

PEG Polietileno glicol
PET Poliéster Termoplástico
PGA Ácido poliglicólico
PLA Ácido polilático
PLGA Ácido co poliglicólico
PMMA Poli Metacrilato de metilo (acrílico)
PP Polipropileno
PTFE Politetrafluor de etileno (TEFLON)
PV Prototipagem Virtual
PVC Policloreto de vinilo
RM Ressonância Magnética
RM Rapid Manufacturing Fabrico Rápido de Componentes
RP Rapid Prototyping - Prototipagem Rápida
RT Rapid Tooling - Fabrico Rápido de Ferramentas
SL Stereolithography - Estereolitografia
SLM Selective Laser Melting Fusão Selectiva por Laser
SLS Selective Laser Sintering - Sinterização Selectiva por Laser
SLM Selective Laser Melting
SR Borracha de silicone
STL Standard Template Library
TAC Tomografia Axial Computorizada
TCP Fosfato de tricálcio
Ti Titânio
TVC Tomografia Volumétrica Computorizada
UV Raios Ultravioleta

Objectivos da Tese

As actividades de investigação a realizar no decurso desta tese desenvolver-se-ão com o objectivo de demonstrar que a Prototipagem Rápida (RP) é hoje em dia um instrumento imprescindível ao desenvolvimento de novos produtos.

No presente trabalho irá aprofundar-se a utilização desta tecnologia na área médica, no que concerne à criação de modelos para instrumentos cirúrgicos, próteses, planeamento e auxílio em intervenções cirúrgicas, produção de implantes, etc.

Serão neste âmbito estudados os diferentes processos de RP, as tecnologias de conversão necessárias para a obtenção de modelos ou ferramentas e os diferentes materiais usados na área médica. Considerando sempre a relevância do design nas diferentes etapas.

O design industrial é usualmente entendido como uma actividade que se ocupa da concepção de produtos para a fabricação industrial. Esta definição, apesar de ser amplamente difundida, não consegue traduzir a natureza desta profissão de maneira satisfatória.

O design que se pretende referir nesta tese é o design de engenharia ou design mecânico, que não possui somente preocupações de ordem estética, mas sim de funcionalidade e segurança. Mas a beleza está implícita num estudo cuidadoso e lógico, interessado em responder, com uma precisão científica e técnica à sua função.

Será por isso estudada a relação entre o design e a RP na área médica. Compreender de que forma a RP pode cooperar com a medicina. Perceber como é que a RP, na forma de um modelo cirúrgico que auxilia no planeamento ou numa cirurgia pode contribuir fortemente para o que o resultado final seja aquele que o paciente espera.

Neste trabalho procurar-se-á demonstrar que o design é uma disciplina que procura ir de encontro às necessidades do utilizador, e que na área médica se revela concretamente através da obtenção de resultados (estéticos ou não) que vão de encontro às aspirações do paciente. Podendo as aspirações variar de utente para utente, percebendo-se assim que o design está sujeito a adaptações e mutações de forma a satisfazer o melhor possível cada cliente em particular.

Serão ainda explanados casos de estudo da RP nas diferentes áreas médica, relacionadas com a disciplina do design e procurando demonstrar as múltiplas vantagens da sua utilização.

Com esta tese, procurar-se-á contribuir para um esclarecimento e demonstração das potencialidades da RP na área médica, associadas à preocupação estética imposta pelo design, que se reflecte na qualidade de vida do utilizador e simultaneamente clarificar/ demonstrar a necessidade de equipas multidisciplinares, como engenheiros, médicos e designers em áreas como esta.

Introdução

A introdução da tecnologia de RP na área médica é ainda relativamente recente. Mas para que esta seja possível é necessário cumprir uma série de etapas.

Com o avanço dos processos tecnológicos no que se refere à aquisição de imagens médicas, como a Tomografia Axial Computorizada (TAC) ou a Ressonância Magnética (RM), é hoje possível gerar imagens tridimensionais de alta qualidade que permitem a visualização, manipulação e análise de estruturas anatómicas.

Estes avanços tecnológicos, aliados a novas técnicas informáticas de análise de imagens possibilitam a extracção de informações clinicamente relevantes a partir da imagem original.

De modo a que seja possível a visualização das imagens por aparelhos, que não o de aquisição, é necessário proceder à conversão das imagens bidimensionais para um formato standard, o DICOM. E, para que essas imagens possam ser transformadas em modelos tridimensionais (através da tecnologia de RP), é necessário convertê-las para o formato apropriado à tecnologia de RP, o STL.

Pode então proceder-se à fabricação da prótese ou protótipo, devendo escolher-se os materiais que melhor se adaptam ao fim a que se destinam, e mais adequados ao processo escolhido entre os vários disponíveis (LOM, SL, 3DP, etc.).

Depois destas etapas estarem concluídas resta apenas a inserção no organismo do

paciente ou a sua utilização para outros propósitos.

A tecnologia de RP aliada à medicina traz grandes vantagens quer para o médico, quer para o paciente. Permite a fabricação de próteses, protótipos, etc., personalizados, ou seja, que se adaptam ao paciente que será sujeito à cirurgia. A utilização de um modelo tridimensional facilita ao médico a explicação dos procedimentos cirúrgicos a adoptar, e ao paciente a compreensão dos mesmos.

A utilização de modelos permite a efectuação de treinos cirúrgicos, o que significa que a percentagem de erros ocorridos aquando das cirurgias será menor, bem como tempo necessário para as mesmas.

Nesta tese, serão explicados todos os passos necessários desde a aquisição de informação do paciente até à inserção/utilização do modelo, aludindo-se à importância do design per si e nas diferentes etapas a que o modelo está sujeito.

Serão obviamente explicados os diferentes processos de RP e os materiais a serem utilizados de forma a permitir a sua aplicação na área médica.

Afinal, aquilo que se pretende com esta tese é perceber qual a importância da utilização desta tecnologia nesta área, perceber quais as vantagens que dela advêm e tentar compreender para onde nos pode levar.

A importância do Design

No final do século XIX, no período da Revolução Industrial surgiria a disciplina que hoje conhecemos como Design. Na época não existia ainda esta denominação, no entanto, os princípios que eram incutidos são os que ainda hoje conhecemos como os princípios para um “bom design”.

Naquela altura procurava recuperar-se o aspecto artístico dos objectos, já que devido à Revolução Industrial se verificava uma intensa massificação dos objectos, que eram desprovidos de qualidades artísticas.

Uma das grandes figuras da história do Design é Morris, que juntamente com Ruskin fundaram o movimento “Arts and Crafts”, que defendia que um objecto para além de dever cumprir exemplarmente a sua função deveria simultaneamente possuir uma forma e estética cuidadas, que proporcionassem prazer a quem os observasse e utilizasse. Era também defendido que o design para além de abranger a funcionalidade e a estética deveria ter também um papel social.

Morris é responsável pela noção de que o Design é um instrumento decisivo de melhoria de qualidade de vida, nas suas dimensões material (função prática) e espiritual (função estética).

Defendia-se que o Design deveria fazer parte de um processo criativo, unindo-se à arte de forma a alcançar a categoria de arte útil. Um objecto deveria ter origem numa ideia

criativa, e não moldar-se à ideia da reprodução em massa, o que iria originar um progresso vazio e alienante. Opunha-se ao produtivismo industrial, meramente fundado no interesse económico, cujos produtos eram de confrangedor mau gosto.

Ou seja, um objecto para cumprir bem a sua função não tem de ser desprovido de qualidades estéticas, nem do seu factor social, entendendo-se factor social como o papel que um objecto pode ter ao contribuir para o bem estar, ou melhoria da qualidade de vida de quem o utiliza.

Começava assim a desenhar-se o futuro da profissão que hoje conhecemos como design, e que é actualmente um dos maiores diferenciais de competitividade industrial [Beer].



1. Palácio de Cristal, Londres, 1851. Primeiro marco das exposições industriais

[www.fau.ufrj.br]

2. Interior do Palácio de Cristal, projecto de Patton

[www.Rincodelvago.com]

Engana-se por isso quem julga que o Design está apenas ligado à estética de um produto. Esta disciplina faz parte de uma equipa multidisciplinar que procura responder às necessidades dos clientes, posicionando-os correctamente no mercado, de forma adequada às capacidades produtivas do fabricante, racionalizando os recursos disponíveis, cumprindo as normas a que estão sujeitos, etc.

É necessário compreender que o Design procura projectar produtos/serviços, mas o ponto fulcral do seu desenvolvimento são as pessoas. Os utentes a que se destinam os bens projectados, estando cada vez mais o Design ligado à criação de laços físicos, perceptivos, emocionais, etc. que os usuários poderão encontrar ao interagir com um determinado produto.

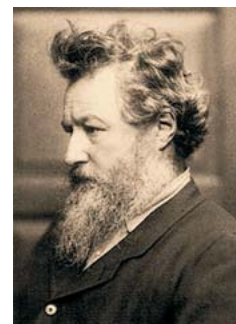
De forma a responder eficazmente às necessidades dos utilizadores o designer deve compreender que [www.bokardo.com]:

Os seres humanos são animais sociais complexos;

As tecnologias não nos mudam muito rapidamente;
As pessoas agem de forma diferente em grupo ou individualmente;
As pessoas que conhecemos melhor influenciam a nossa forma agir;
Os seres humanos não são sempre racionais;
Porque a vida não é determinista, não podemos prever os comportamentos humanos.

O Design pode ser simples, mas o fim a que se destina, o utilizador, é altamente complexo. Daí que seja necessário compreender esta limitação e procurar projectar cada vez mais de forma a satisfazer cada utilizador em particular, sendo necessário existir uma reinvenção constante, e compreender que o mundo é um local em contínua mutação, o que nos obriga a uma permanente actualização.

No meu entender, o design, como actividade, existe com o intuito de melhorar a qualidade de vida de um utilizador. Isto verifica-se quando um objecto transpõe esse mero estatuto e passa a comunicar algum outro valor a quem o utiliza (valor sentimental, de estima, laços físicos, etc.).



3. John Ruskin

[www.deltabau-gmbh.de]

4. Projecto para objectos de metal realizados através de produção industrial

[www.ascasonline.org]

5. William Morris

[www.calvin.edu]

Como refere Nathan Shredoff, “O design é um conjunto de campos para a resolução de problemas, que utiliza abordagens centradas no utilizador e que compreende as necessidades do mesmo (para além de requisitos profissionais, económicos, ambientais, sociais e outros) para criar soluções de sucesso que resolvem problemas reais” [www.nathan.com].

O design pode contribuir para a área médica visto que lhe é permitido melhorar a qualidade de vida de quem utiliza um determinado objecto (como uma prótese), podendo este estar relacionado ou não com as suas qualidades estéticas.

Em qualquer área, o design pretende responder às necessidades do utilizador. Mas nesta área específica, o design, pretende contribuir para que o produto criado seja invisível, simples de utilizar, e que contribua de forma evidente para uma valorização do paciente.

Para tal, ou seja, de forma a projectar correctamente, existem alguns princípios de design que convém referir [www.bokardo.com].

A tecnologia serve o ser humano, não o contrário (a RP pretende na área médica servir uma necessidade do utilizador de adquirir próteses personalizadas num curto espaço de tempo, por exemplo).

O design não é arte. A arte é sobre a expressão pessoal, as emoções, os pensamentos do artista. O design é sobre o uso, e por isso contextual, sendo necessário perceber em que contexto e época, para resolver o problema que foi criado.

A experiência pertence ao utilizador, já que o designer apenas cria os objectos com o intuito de serem experimentados. Mais uma vez se salienta que o designer está ao serviço do utilizador (as formas de utilização apenas podem ser sugeridas, será cada utilizador com a sua experiência pessoal a explorar o produto à sua maneira).

O design excelente é invisível. Isto significa que os produtos funcionam tão bem que nos esquecemos deles, que passado algum tempo de utilização são dados como adquiridos (este princípio é muito importante na área médica, já que falamos de objectos que estão em contacto directo com o organismo e que se pretende que façam parte do mesmo).

A simplicidade é o maior requinte. Como refere Saint Exupery: “Em tudo, a perfeição é finalmente obtida não quando não há mais nada a adicionar, mas quando não há mais nada a retirar.”

A Prototipagem Rápida e o Design

A RP é um processo aditivo construtivo utilizado para a obtenção de protótipos físicos a partir de um modelo tridimensional digital.

Com base nesse modelo tridimensional, os sistemas de RP constroem protótipos pela adição sucessiva de finas camadas de materiais específicos, como plásticos, cerâmicas, aços e papéis, entre outros [Ferreira e Lafratta, 1998].

O desenvolvimento dos computadores e o aperfeiçoamento de software de desenho assistido por computador (CAD) aliado a uma exponencial evolução das tecnologias permitiu a introdução da RP, em 1987, que consistiu na transformação de modelos virtuais em modelos físicos de forma rápida e precisa [Netto, 2003] .

Tem sido usada como ferramenta de apoio à criação de novos produtos, tendo por isso evoluído em várias frentes para se adequar a diferentes aplicações. O recurso a protótipos surge da necessidade de reduzir a probabilidade de defeitos nos produtos finais, reduzir tempos de desenvolvimento de novos produtos e consequentemente o prazo de colocação no mercado destes produtos [Foggiatto, 2006].

Foi inicialmente direccionada para o universo das indústrias automóvel e aeronáutica, mas desde então tem sido utilizada nas mais diversas áreas industriais [Lino, 2003].

Nos anos 90 a sociedade científica apercebeu-se que as máquinas de RP podiam

utilizar vários tipos de dados tridimensionais, tais como os obtidos através de exames médicos. Foi então desenvolvido um software que permitia fazer a interface entre os dados médicos e as máquinas de RP.

O seu sucesso inicial, aliado à demonstração dos benefícios da utilização desta tecnologia difundiram a RP por várias especialidades médicas.

A ampla aceitação da RP dá-se em virtude do grande número de aplicações e benefícios, tais como: [Volpato, 1999]

- . Rapidez na obtenção de protótipos, quando comparada com técnicas convencionais;
- . Diminuição dos custos, já que a detecção de problemas se dá de forma precoce, permitindo reduzir o time to market, ou seja, o tempo útil que demora até se colocar um artigo no mercado;
- . Os protótipos podem ter uma grande complexidade geométrica;

Estas características não passaram despercebidas aos designers que viram nesta tecnologia uma forma para atingir os meios. A RP possibilitou aos designers a criação de formas mais elaboradas ou complexas, que muitas vezes eram um elemento castrante na projecção de produtos/objectos, já que este tipo de formas eram impossíveis de realizar, ou acarretavam custos de produção elevados, impossíveis de suportar [Gibson, 2005].

A RP permite a criação de formas com grandes complexidades sem que isso interfira na qualidade do produto final. Formas estas, impossíveis de ser reproduzidas nos processos comuns.

A competição existente entre fabricantes de produtos similares exige que o desenvolvimento e que a fabricação e colocação no mercado dos novos produtos seja feita no menor tempo possível ("time to market") sendo simultaneamente exigido que a qualidade seja máxima, que o design seja adequado e que o custo dos componentes fabricados seja mínimo [Barbado, 2006; Gibson, 2005]

A prototipagem rápida permite ainda ao designer estudar o comportamento de diversos materiais no mesmo objecto já que a RP possui um leque de processos que utilizam diferentes materiais.

Esta tecnologia permite uma liberdade criadora não equiparável com outros, já que o

produto final não fica limitado pela sua geometria, ou material (existindo no entanto ainda algumas limitações quanto a materiais para fins específicos). O designer pode responder de forma rápida e eficaz a uma necessidade de mercado.

Algumas características dos diferentes processos desta tecnologia, como a transparência, a textura das superfícies, as cores e os materiais são por si só um estímulo criativo. Já que se podem aproveitar todos os seus diferentes potenciais de forma a criar objectos com fim comercial, sendo eles candeeiros, material de escritório, bijutaria, etc.

Existem várias áreas de interesse comum entre a RP e o design, existindo vários projectos de desenvolvimento de novos produtos em polímeros, vidro, estanho, etc., explorando todos eles as potencialidades da RP. [Simões, 2006; Machado, 2007; Amaral, 2007; Duarte, 2006; Cunha, 2006]

Actualmente os designers procuram explorar o potencial desta tecnologia, que no entanto todos os dias evolui e nos trás novas áreas a desbravar, novos caminhos a percorrer.



6. Produtos para decantação de vinho produzidos através de processos de RP

7. Candeeiro de pé obtido através de resina líquida fotopolimerizável

[www.portal.ipvc.pt]



Aplicação da Prototipagem Rápida na Área Médica

Há alguns anos que a RP é utilizada para construir modelos anatómicos de grande precisão dimensional a partir de exames médicos. Estes modelos têm-se mostrado de enorme valor no planeamento e auxílio de cirurgias de grande complexidade [Zeilhofer, 2005; www.mcp-goup.de].

As técnicas de RP foram introduzidas na área médica, mais precisamente na odontologia, no ano de 1991. Os primeiros modelos biomédicos foram inicialmente construídos com um objectivo didáctico, e só mais tarde com finalidade cirúrgica.

Cada vez mais se pode observar o trabalho conjunto de equipas especializadas, de forma a implementar tecnologias ao serviço do bem comum.

O processo de produção destes modelos envolve conhecimentos de áreas como: engenharias, informática, ciências da saúde, etc. Desta forma, para que haja uma adequada compreensão do processo e para uma comunicação eficaz entre profissionais é necessário que estes entendam conceitos de diagnóstico por imagem (TAC, RM, TVC), informática e o processo de fabricação dos próprios modelos.

Por definição todos os modelos médicos são únicos, e as características de cada um devem ser consideradas de forma cuidada quando se procede à selecção de um sistema de RP em particular. Por isso, esta área, quando comparada com a área de produto pode trazer maiores desafios no que concerne em obter um resultado de

sucesso.

Os modelos obtidos através de processos de RP podem promover muitas vantagens para aplicações médicas. Tais modelos são úteis por exemplo no auxílio de procedimentos cirúrgicos complexos, moldes para guias cirúrgicos, planeamento de tratamentos, visualização de alguma estrutura anatómica específica, fabricação de próteses, tratamento de tumores, planeamento de radioterapia, diagnósticos, design de implantes, design de instrumentos médicos (por ex. bisturis) e outras aplicações [Lighman, 1998; Grenda, 2005; Grando, 2005].

Os dados tridimensionais são convertidos para formatos aceites nas máquinas de RP, e enviados de forma a produzir modelos biomédicos. O processo de estereolitografia (SL) pode reproduzir desde vasos sanguíneos a tecidos moles, tumores e ossos com enorme precisão ($<0,1\text{mm}$). Podem ainda ser introduzidas cores em partes específicas dos modelos de forma a destacar áreas desejadas, ou simplesmente permitir uma representação mais detalhada do modelo [Acevedo, 2006].

A RP tem vindo a ser apresentada como uma tecnologia que permite a relação directa entre a anatomia real e o modelo. Isto permite a realização de simulações cirúrgicas, planeamento cirúrgico e preparação pré operatória de adaptação dos biomateriais, reduzindo o tempo da cirurgia e permitindo um treino prévio, para além de permitir esclarecer melhor o paciente [Grando, 2005; Kai, 1998].

Vários investigadores da área médica e da RP têm vindo a trabalhar em parceria, produzindo com sucesso ossos artificiais, implantes craniofaciais e, até mesmo orelhas artificiais [Lighman, 1998].

Rapid Manufacturing/ Fabrico Rápido de Componentes

O Fabrico Rápido de Componentes, ou Rapid Manufacturing, como é mais conhecido, acabaria por ser uma evolução natural nesta área. O RM consiste no uso de tecnologia de fabricação aditiva de forma a produzir directamente produtos usáveis ou partes dos mesmos [Cunha, 2007].

Existem várias denominações para a Rapid Manufacturing, tal como direct manufacturing (produção directa), direct fabrication (fabricação directa) e digital manufacturing (produção digital) [Hopkinson, 2006; Grenda, 2006].

Esta “técnica” já se encontra em utilização em produções de curto-prazo; produção de peças diferenciadas ou reparações individualizadas. A RM tem sido estimulada graças a muitas das descobertas relacionadas com materiais promovidos pela RP.

Estes progressos incluem, por exemplo, plásticos de elevado desempenho que oferecem grandes resistências mesmo a altas temperaturas [Crump, 2002], sendo a RM considerado um processo com um enorme potencial e de grande impacto [Chen, 2007].

A RM é uma das três áreas de maior crescimento relacionadas com a RP. São as outras duas áreas: a impressão tridimensional (3DP) e o fabrico rápido de ferramentas (RT), sendo a RM considerado um caso especial [Grenda, 2006].



8 a, b, c. Pormenores do processo de RM por laser
[www.cat.ernet.ie]



A necessidade de rapidamente colocar no mercado protótipos em materiais com características mecânicas e funcionais próximas das que se obtêm com processos de fabricação definitivos, tem obrigado muitas empresas a adquirirem “know-how” que lhes permita satisfazer esses requisitos. [Wholers, 2006; Lino Alves, 2001]

Actualmente é já difícil fazer uma distinção entre o tronco e os ramos da árvore que é a RP. No entanto, podemos concluir que as diferenças se vão continuar a fundir e que cada vez mais os ramos se vão sobrepor, com a maturação das tecnologias, das suas aplicações e capacidades.

Deparamo-nos ainda com um pálido esboço do futuro. Alguns dos sistemas da RP, com um carácter de RM, começam agora a surgir comercialmente, no entanto ainda não se verifica uma publicitação a estes sistemas, pelo menos em larga escala.

São cada vez mais as experiências relacionadas com os sistemas de RP já existentes e com o tipo de aplicações futuras que podem vir a ter. De uma forma global podemos dizer que as vantagens e desvantagens desta tecnologia são importadas da RP. Os benefícios da RM são ponderados contra as substanciais limitações ainda

existentes. Actualmente, a não ser que haja uma clara necessidade de uma vantagem específica que a RM providencia, o balanço inclina normalmente a favor de abordagens convencionais. No entanto, à medida que os problemas vão sendo solucionados, o balanço tende a pender a favor da RM com maior frequência.

As tecnologias de produção aditiva possibilitam uma liberdade de geometrias ilimitada, sendo esta considerada a sua vantagem de maior relevância em relação aos métodos subtractivos, e a sua razão fundamental de existência.

Os acabamentos e a precisão dimensional ainda não estão a par dos métodos convencionais, sendo necessárias operações posteriores de remoção de suportes e acabamentos. Numa situação de produção, onde são fabricadas múltiplas partes, estas operações implicam um grande dispêndio de tempo [Grenda, 2006; Gibson, 2005].

A fabricação aditiva oferece o potencial de utilização de múltiplos materiais, sendo possível controlar o local de aplicação de um outro. Isto significa que a funcionalidade de uma parte pode ser optimizada de uma forma impossível pelos métodos comuns. No entanto, o número de materiais disponíveis em RM não é sequer remotamente comparável com os disponíveis para as tecnologias de produção convencionais.

Rapid Tooling / Fabrico Rápido de Ferramentas

Outra derivação dos processos de RP é o fabrico rápido de ferramentas, ou Rapid Tooling, este termo é normalmente usado para descrever um processo que usa um modelo de RP como padrão para posteriormente criar um molde, ou usa directamente os processos de RP para fabricar as ferramentas necessárias de forma a produzir um volume limitado de protótipos. [www.efunda.com]

O fabrico rápido de ferramentas utiliza-se quando os protótipos que se deseja obter têm de ser sujeitos a testes de funcionalidade, tais como ensaios mecânicos, estáticos e dinâmicos, ensaios de resistência ao desgaste, “endurance”, etc. [Lino Alves, 2001].

O processo de RT complementa as opções da RP por ser capaz de providenciar uma maior quantidade de peças numa grande variedade de materiais. Existem várias opções, dependendo estas do tempo disponível e dos requisitos dos materiais [Vasconcelos, 2006; www.engineershandbook.com].

Quando nos referimos à construção da ferramenta, referimo-nos apenas à fabricação dos insertos (matriz, punção e encostador). Estes são montados numa base “universal”, o que supõe uma redução do número de componentes e o tempo de desenvolvimento das mesmas.

A utilização de tecnologias de RT associadas à RP torna o processo de desenvolvimento de um produto mais rápido, mais barato e melhor, já que muitas das falhas são detectadas precocemente [<http://home.att.net>].

Existem várias tecnologias dentro do processo de RT. Algumas delas são: a sinterização selectiva por laser de metais, sinterização directa por laser de metais (DMLS), vazamento de pós metálicos (“KELTOOL”), Moldação de Borracha de Silicone (RTV), Moldação por vácuo, etc. [[Www.engineershandbook.com](http://www.engineershandbook.com)].

9 a

9 b

9 a, b. Peças criadas pelo processo de RM

[www.aimme.es]

[www.physorg.com]



O RT na área médica permite a realização de ferramentas cirúrgicas adaptadas a um paciente ou caso específico.

10

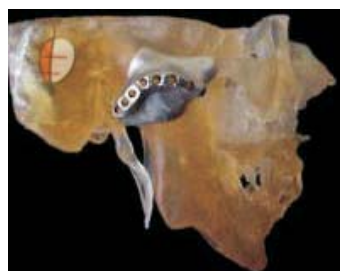
11

10. Guia cirúrgico (ferramenta) implementado num modelo

[www.artis.com.br]

11. Pormenor de um guia para auxílio cirúrgico

[www.toshi-dc.com]



Apesar de existirem vários processos de RP no mercado, que utilizam diferentes tecnologias, as suas etapas de desenvolvimento são semelhantes, e podem ser sintetizadas na área médica da seguinte forma: [Bibb, 2006]

- 1.Obtenção de dados tridimensionais a partir de TAC's ou RM
- 2.Conversão das imagens para um formato universal
- 3.Conversão do arquivo ou imagem para um formato apropriado para prototipagem

4. Fatiamento do arquivo STL em camadas transversais, que representam cada camada do processo de fabricação
5. Geração das camadas pelo processo de RP
6. Construção física do modelo no equipamento
7. Acabamentos, que podem incluir remoção de suportes, lixagem, etc.

Na fase seguinte explica-se detalhadamente as etapas do processo acima mencionado, para que se compreendam quais os vários passos a cumprir até à obtenção de um modelo físico tridimensional.

Aquisição de Imagens Médicas

Ao longo da história foram vários os recursos utilizados para o registo de sinais, tal como líquidos de conserva, exames laboratoriais e materiais de modelação. No entanto, seria o surgimento da fotografia e da radiografia, no final do século XIX, que iria introduzir grandes alterações. A fotografia, na medida em que o retrato permitiria a visualização de imagens, e o RX que viria a possibilitar o registo de imagens de estruturas internas sem necessidade de expô-las [Bazan, 2004].

12

12. Primeira radiografia, da mão da esposa de Roentgen, com seu anel de casamento
[www.wikimedia.org]

13

13. Radiografia tirada por Roentgen à sua espingarda
[www.seara.ufc.br]



Como consequência do desenvolvimento da radiografia surgiram outros meios complementares de diagnóstico que ampliaram a possibilidade de registar imagens de estruturas internas, aumentando a qualidade da imagem, a definição e a possibilidade de observar imagens a partir de ângulos não adquiridos no acto do exame. Seriam

estes novos recursos que iriam abrir novas portas à Medicina.

Com o avanço destes processos de aquisição de imagens médicas tornou-se possível gerar imagens tridimensionais que permitem a visualização, manipulação e análise das diversas estruturas anatómicas e funcionais do organismo, retirando-lhes informações clinicamente relevantes.

Tradicionalmente os exames eram reproduzidos em películas de filme ou papéis especiais. Actualmente, o uso de imagens digitais oferece inúmeras vantagens para o sector da saúde, já que possibilita a manipulação dos exames com auxílio do computador. Desta forma, a captura, manipulação, observação, armazenamento e transmissão de imagens digitais é facilitada e a interacção entre médicos é feita de forma rápida e segura.

Ao longo da história foram vários os recursos utilizados para o registo de sinais, tal como líquidos de conserva, exames laboratoriais e materiais de modelação. No entanto seria o surgimento da fotografia e da radiografia no final do século XIX que iria introduzir grandes alterações. A fotografia, na medida em que o retrato permitiria a visualização de imagens. O RX viria a possibilitar o registo de imagens de estruturas internas sem necessidade de expô-las.

Imagens Médicas para realização de modelos tridimensionais

Para que seja possível a realização de modelos tridimensionais de qualquer parte da anatomia humana é necessário proceder inicialmente à captação da volumetria da mesma.

Existem fundamentalmente duas grandes categorias: a primeira, onde é feita uma captura de todo o corpo, ou seja, interna e externa; e outra, onde apenas é feita a captura externa.

A grande maioria dos hospitais utiliza uma captação completa, ou seja, de todo o organismo, incluindo-se neste grupo a Tomografia Axial Computorizada (TAC) e a Ressonância Magnética (RM). Este tipo de exame pode ser utilizado para reproduzir réplicas exactas do organismo, utilizando técnicas de RP. Podem ainda ser isolados determinados órgãos ou tecidos através de softwares específicos [Rosa, 2004].

Os diferentes meios de aquisição de imagens para posterior utilização em modelos

Tomografia Axial Computorizada (TAC)

O desenvolvimento da tomografia computadorizada tem como alicerce a descoberta dos raios-x por Wilhelm Konrad Röntgen em 1895 e o trabalho do matemático austríaco Johann Radon em 1917. Em 1961, William Oldendorf desenvolveu um sistema capaz de identificar os perfis das secções transversais de estruturas cranianas com radiodensidades diferentes.

O diagnóstico por imagens sofreu avanços nunca antes imaginados após a inclusão da TAC no campo médico, em 1971 por Godfrey Hounsfield, o qual, em 1970 introduziu o computador no sistema projectado por Oldendorf, e realizou-se no ano seguinte a primeira aplicação clínica com sucesso, para diagnóstico de um paciente com suspeita de tumor cerebral.

A TAC é um método não destrutivo de diagnóstico não invasivo para análise de resolução de densidade e funciona através da projecção angular de raios-x através do corpo e medindo a quantidade de energia de raios-x absorvida. A quantidade de energia de raios-x absorvida numa fatia de espessura conhecida é proporcional à densidade do tecido corporal (imagens obtidas através de cortes axiais) [Bazan, 2004].

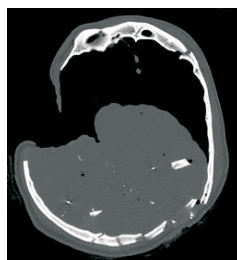
Os dados obtidos pelos sistemas de imagens médicas são, em geral, um conjunto de fatias paralelas, uniformemente espaçadas, representando secções transversais do objecto sob investigação [Pedrini, 1994].



14. Secção de uma Tomografia Axial Computorizada Cerebral
[Www.dap.org]

15. Aparelho de TAC
[www.mckweb.com]

16. Conjunto de imagens que compõem uma TAC
[www.istockphoto.com]



O computador gera uma imagem com escala de cinzas, indicando o preto a densidade do ar e o branco a densidade do osso mais duro. Isto torna a TAC uma modalidade importante quando nos referimos a investigações do esqueleto.

A diferença entre cinzas, ou seja, a diferença de densidades entre estruturas moles não é óptima e por isso pode haver alguma dificuldade em distinguir órgãos adjacentes numa TAC. Podem no entanto ser introduzidos agentes artificiais de contraste que absorvem a energia de raios-x o que faz com que algumas estruturas se destaquem das

outras (este tipo de exame utiliza normalmente radiação ionizante). As imagens da TAC são geradas numa escala de cinzas, tal como uma imagem bitmap num computador.

A cobertura é definida de duas formas. Pelo número de imagens axiais obtidas e pela abrangência (campo de visualização) dessas imagens.

Por espessura das fatias entende-se a distância entre scans axiais captados de forma a obter uma imagem tridimensional. Para maximizar a informação obtida a distância entre fatias deve ser minimizada. Normalmente distâncias de 1-1,5mm produzem resultados aceitáveis [He, 2006]

A qualidade da TAC depende também do facto do paciente permanecer perfeitamente imóvel durante o período de aquisição das imagens.

A cada geração de tomógrafos foi possível implementar uma redução no tempo do exame. Nos tomógrafos de primeira geração, o tempo por camada era de cinco minutos. Nos de segunda geração baixou para tempos de 10 a 90 segundos.

Actualmente este tipo de aparelhos evoluiu até atingir a quinta geração, com os tomógrafos chamados helicoidais, assim denominados pela trajectória que descrevem. Estes possuem um tempo de corte inferior a um segundo, favorecendo desta forma a reconstrução tridimensional e permitindo uma visualização dos cortes nos vários planos, com uma óptima distinção dos tecidos [www.bio-imaging.com].

Ressonância Magnética (RM)

A RM utiliza um campo magnético de alta densidade e ondas de rádio na faixa megahertz (MHz) que permitem a formação de imagens [Bibb, 2006].

O objecto/paciente é colocado dentro de um campo magnético de alta intensidade, o que causa o alinhamento das moléculas. São usadas então potentes ondas de rádio para alterar temporariamente o alinhamento dos átomos. Quando as ondas de rádio são desligadas, os átomos voltam ao seu alinhamento natural, libertando a energia que absorveram como ondas de rádio.

Quando comparado com outros métodos, este, possui muitas vantagens, sobretudo porque oferece múltiplas possibilidades de manipulação do sinal, sendo por isso

possível obter imagens muito diferentes para um mesmo tecido, permitindo estudar vários aspectos do mesmo; alterar a direcção das ondas de rádio para obter fatias de qualquer ângulo, sem necessidade de mudança de postura do paciente. O TAC só permite a realização de cortes axiais [Liu, 2006; Bazan, 2004]

O resultado deste exame é um conjunto de fatias que podem estar orientadas em qualquer direcção. Posteriormente a fatia é dividida em pixels de modo a que cada pixel corresponda a um local da fatia. As imagens geradas possuem normalmente uma resolução de 512x512 pixels [Bibb, 2006].

17	18	19
----	----	----

17. Várias secções de uma
Ressonância Magnética
Cerebral

[www.nwn.org]

18. Aparelho de RM

[www.unifesp.br]

19. Pormenor de aparelho de
Ressonância

[www.hsc.org.br]



Existem gradientes nos eixos dos xx, yy e zz, sendo o gradiente do eixo dos xx o gradiente de leitura e o dos yy o gradiente de codificação (codificação de corte e frequência). O gradiente ao longo do eixo dos zz dá-nos a informação em relação ao local anatómico do corte e a radiofrequência a espessura do corte.

A RM é excelente para a investigação de órgãos moles sem necessitar de agentes externos de contraste, sendo também excelente a visualização da fronteira entre tecidos moles e o ar, no entanto, ao contrário da TAC não é tão eficaz para a visualização de tecidos ósseos.

Devido aos fortes campos magnéticos originados durante a RM, a presença de metais pode originar problemas (distorção de imagens).

A RM é frequentemente preferida à TAC embora este exame possa ser desconfortável para o paciente devido à morosidade do processo, e tenha custos adicionais.

Tal como na TAC a qualidade do exame depende do facto de o paciente permanecer imóvel aquando da aquisição das imagens, sendo particularmente difícil controlar os movimentos quando se trata de captar imagens a bebés, crianças pequenas, ou

doentes claustrofóbicos sendo necessário recorrer a analgésicos ou anestesia geral [Bibb, 2006].

As fatias obtidas podem ter espessuras entre 1-2mm, sendo que as distâncias de 1-1.5mm produzem bons resultados.

Normalmente este exame é preferido pela sua segurança quando comparado com a TAC, no entanto, é necessário considerar que a RM possui tempos de aquisição acrescidos, sendo muitas vezes pouco confortáveis e até factor de stress para o paciente.

Tomografia Volumétrica Computorizada (TVC)

O desenvolvimento contínuo das tecnologias de RM e TAC permitiu evoluir para a TVC, que permite uma visualização em tempo real de imagens em 3D. Este exame permite obter uma cobertura anatômica e alta resolução em simultâneo [www.gehealthcare.com].

Possibilita a obtenção de 34 imagens em apenas uma rotação e analisar pormenorizadamente diferentes zonas do organismo.

A TVC permite fazer 64 cortes em simultâneo e baseia-se na tecnologia de ponta da General Electric, combinando as capacidades dos sistemas de imagiologia PET (Positron Emission Tomography) e TC (Tomografia Computorizada).

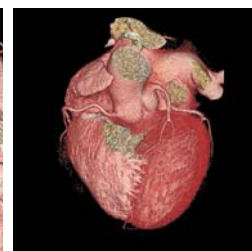
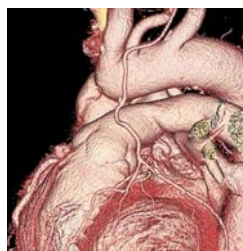
20	21	22
----	----	----

20. Aparelho de TVC

21. Detalhe da artéria coronária obtida através de TVC

22. TVC do coração

[www.gehealthcare.com]



A TVC permite que apenas num segundo seja possível captar a imagem do coração em 10 segundos a imagem do corpo inteiro a 3 e 4 dimensões. Por obter imagens com maior precisão permite uma melhor visualização, não só dos órgãos, como dos seus componentes e estruturas. A emissão de radiação é substancialmente menor quando comparado com outros métodos.

Conversão para DICOM

Os aparelhos de TAC, RM e TVC são extremamente complexos, possuindo normalmente interfaces de hardware e software específicos do próprio sistema. Por esta razão, em muitos casos, é impossível a visualização dos exames num outro equipamento que não o de aquisição. Em alguns casos as imagens são comprimidas e não podem ser lidas por aparelhos externos.

Torna-se por isso necessário que após a aquisição de imagens pelos diferentes equipamentos se proceda a uma conversão para um formato comum. No entanto, este problema tornou-se uma dificuldade menor com a implementação de um conjunto de normas para o seu tratamento, armazenamento e transmissão de imagens num formato electrónico, o DICOM, que permite que as imagens médicas sejam trocadas entre clínicas radiológicas, hospitais e outro tipo de utilizadores.

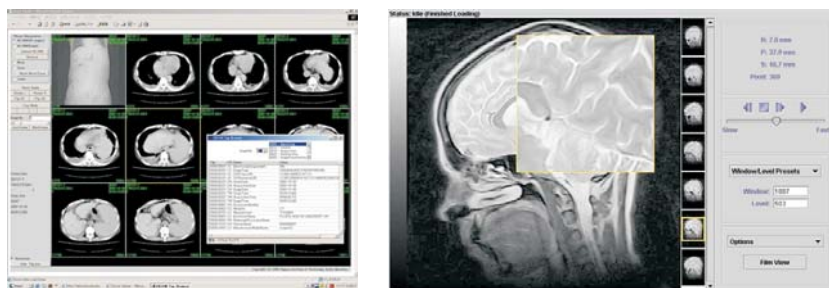
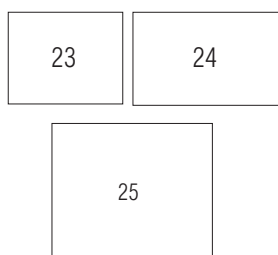
As imagens são convertidas para o padrão DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine) que é o formato modelo dos equipamentos médicos, ou seja, o formato desenvolvido para assegurar o armazenamento, leitura, visualização, impressão, etc. de imagens médicas. Em português denomina-se SAID, Sistema Multiagente de Arquivo e Difusão de Imagem Médica.

O DICOM foi desenvolvido por um comité formado por membros do American College of Radiology (ACR) e do National Electrical Manufacturers Association (NEMA), ambos dos Estados Unidos [BIBB 2006].

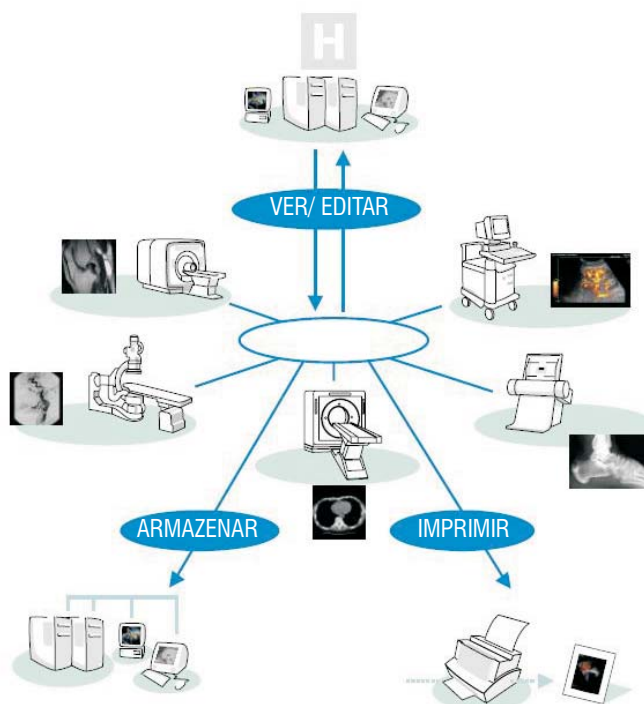
Foram desenvolvidas várias versões, datando a primeira de 1983. No entanto, aquela que ainda hoje utilizamos e que foi denominada de DICOM só seria lançada no ano de 1993.

O padrão DICOM diferencia-se dos outros formatos de imagens (TIFF, JPEG, GIF, etc.) por permitir que as informações dos doentes sejam armazenadas juntamente com a imagem. A imagem propriamente dita do DICOM é baseada no formato JPEG, com ou sem compressão, dependendo do equipamento que a gerou [www.medical.nema.org].

A grande vantagem deste formato é o facto de permitir a leitura do arquivo e a extracção de informações, mantendo a sua integridade, e desenvolver uma interface entre equipamentos de imagens médicas e qualquer outro equipamento.



23. Aspecto de funcionamento do Programa DICOM
[www.care2x.org]
24. Visualização do processo de edição de imagens
25. Esquema de funcionamento do programa
[www.etiam.com]



Visualização de Imagens e conversão para CAD

Existem inúmeros métodos de reconstrução e visualização de objectos 3D a partir das secções transversais. Os principais métodos são normalmente divididos em duas categorias: os baseados em volume e os baseados em superfícies [Bazan, 2004].

A grande desvantagem dos métodos baseados em volume é o facto de existir uma grande quantidade de dados a serem armazenados, e que por isso requerem alto esforço computacional. Os métodos baseados em volume mais comuns são: ray-tracing, métodos de integração e splatting [Ma, 2001].

Os métodos baseados em superfícies extraem de cada secção transversal um conjunto de contornos que descrevem o limite do objecto/paciente sujeito a exame. Esses limites correspondem à intersecção entre as secções transversais e a superfície do objecto, e são representadas pelos contornos [Liu, 2006].

Estes contornos quando transportados para o CAD criam uma verdadeira superfície tridimensional.

Uma grande variedade de polígonos pode ser utilizada para representar a superfície entre cada par de fatias consecutivas, sendo o mais simples o triângulo [Souza, Mauren, 2003].

Uma vez que as imagens das secções transversais estejam reconstruídas

tridimensionalmente e aproximadas por um conjunto de faces triangulares é necessário converter a imagem tridimensional gerada para um formato que seja compreensível pelo sistema de RP. Como os softwares de imagens médicas raramente oferecem esta opção é necessário recorrer a softwares CAD-CAM.

Existem vários processos baseados em superfícies, podendo citar-se: STL (STereoLithography); SLC (SLiCe); STEP (Standard for The Exchange of Product): IGES (Initial Graphics Exchange Specification) e CLI (Common Layer Interface).

O formato STL foi desenvolvido originalmente pela 3D System (USA), que foi a pioneira em sistemas de RP a possibilitar a transferência de informação de ficheiros CAD para a tecnologia de estereolitografia, tendo sido posteriormente adoptado como o processo padrão na indústria de RP [www.anatomics.com].

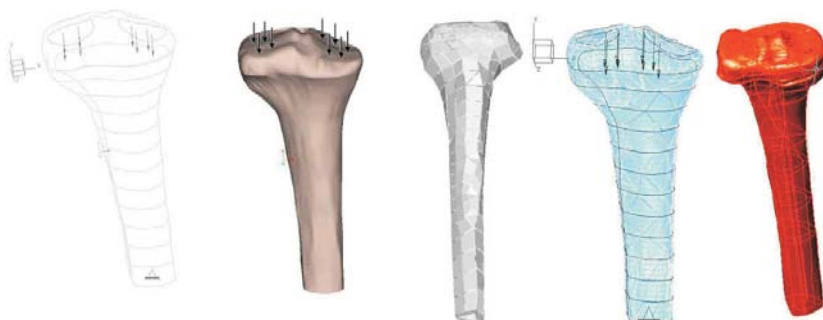
No formato STL a superfície é subdividida logicamente em vários triângulos (faces) e as suas normais, de forma a aproximar o mais possível do modelo CAD. O ficheiro STL consiste nas coordenadas X, Y e Z dos três vértices que compõem cada um dos triângulos da superfície [Kai, 1997].

As superfícies com grandes curvas necessitam de grandes quantidades de triângulos. Na conversão de CAD para STL é importante que seja utilizada uma alta resolução para os ângulos e tolerâncias apertadas, para que haja uma adequada aproximação de superfícies.

Pode no entanto ser necessário um trabalho de reparação das superfícies geradas, já que os sistemas de RP necessitam de modelos com volumes completamente fechados.



- 26. Modelo Superficial
- 27. Modelo Sólido
- 28. Elementos quadriláteros
- 29. Elementos tetraédricos
- 30. Elementos hexaédricos



Construção de Modelos Biomédicos

Os modelos obtidos através de diferentes tipos de processos de construção, ou seja, através da RP podem impulsionar muitas vantagens para aplicações médicas.

Os modelos podem ser realizados através de diferentes processos e com diferentes materiais mediante o fim a que se destinam. Podem visar apenas uma utilização didáctica, ou seja, de compreensão de volumetrias da zona de estudo, não sendo necessário um grande rigor dimensional, destinar-se à compreensão das várias componentes internas do modelo (vasos sanguíneos, etc.), sendo necessário um modelo translúcido, ou pode servir de modelo de estudo para os procedimentos cirúrgicos, sendo necessário um modelo de grande rigor dimensional e o mais aproximado possível do real [Rosa, 2004].

Os modelos físicos gerados simplificam a comunicação entre médicos e pacientes, uma vez que se pode explicar de forma clara aquilo que se pretende fazer. Com o auxílio do modelo virtual em 3D e de um protótipo é possível ao médico explicar detalhadamente todos os passos da cirurgia ao paciente, de que forma irão ser feitos e o resultado final previsto.

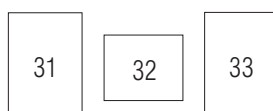
Auxilia no diagnóstico, no planeamento e simulação cirúrgica, pois permite a visualização de peças anatómicas específicas que de outro modo não seria possível. Tem um papel importante no tratamento de tumores, planeamento de radioterapia, e a fabricação de instrumentos e próteses médicas, já que lhe é permitido saber

especificamente qual a zona afectada [www.artic.com.br].

As drásticas melhorias quanto à simulação cirúrgica permitem reduzir não só o tempo da cirurgia, como muitas vezes o número de procedimentos cirúrgicos necessários para obter resultados satisfatórios. Em cirurgias reconstrutivas a necessidade de múltiplas operações é comum, verificando-se uma diminuição do número de cirurgias, aquando da utilização de modelos biomédicos como meio de auxílio ao planeamento cirúrgico. Em muitos casos o número de cirurgias é reduzido para uma única.

Os modelos físicos permitem a realização prévia de múltiplas cirurgias de forma a testar qual o melhor método a utilizar durante a cirurgia, zona de corte, fora de acesso, etc. [Liu, 2006]

Estes modelos permitem uma melhor visualização e planeamento cirúrgico de áreas pouco acessíveis, já que alguns dos processos de RP permitem a obtenção de modelos translúcidos com áreas específicas coloridas, de forma a destacar as áreas a intervir.



31. Criança de 4 anos com
mandíbula hipo plástica

32. Modelo sólido
tridimensional para
planeamento cirúrgico

33. Aparência pós operatória
[www.sgi.com]

Também de forma a auxiliar os médicos durante a cirurgia é possível criar-se guias cirúrgicos que visam controlar os ângulos, profundidade e extensão dos cortes, etc. de forma controlada, não sendo desta forma necessário fazer manobras de forma exploratória durante a cirurgia. Os guias permitem uma redução do tempo gasto durante a cirurgia, e reduzir o número de erros cometidos por corte deficitário ou excessivo, ângulos mal calculados de excisão, ou mesmo pela falta de informação quanto à área envolvente.

Os guias cirúrgicos são instrumentos feitos a partir do modelo virtual ou físico tridimensional para posterior fixação no doente durante a cirurgia. São realizados

através de processos de RP num material que possa ser sujeito a esterilização para posterior utilização durante a cirurgia.

Os modelos biomédicos tridimensionais permite “ver e tocar” para melhor compreender, e os guias feitos através dos mesmos, permitem controlar de forma rigorosa procedimentos (cortes, perfurações, etc.) a seguir durante a cirurgia.

“Um bom projecto é: O material certo no sítio certo, o que nem sempre é fácil de abranger num produto.”

Lennart Y Liungberg

Classes de Materiais usados na Medicina

Os biomateriais podem ser divididos em quatro grandes classes de materiais: polímeros, metais, cerâmicas (incluindo o carbono, vitro-cerâmicos e vidros) e os materiais naturais (sejam de plantas ou animais). Por vezes duas classes de materiais são combinadas formando um material compósito. Esses materiais compostos são a quinta classe de biomateriais.

A vasta diversidade e sofisticação dos materiais actualmente utilizados na medicina e biotecnologia são o testemunho dos significativos avanços tecnológicos e científicos decorridos nos últimos 50 anos. Desde a 2ª Guerra Mundial até ao início dos anos 60 relativamente poucos cirurgiões utilizavam os polímeros e metais disponíveis no mercado para fabricação de implantes e componentes de instrumentos médicos ou para aplicação clínica.

Havia pouca regulamentação desta actividade, tendo no entanto os primeiros implantes e instrumentos um sucesso notável. Existiram porém algumas falhas dramáticas.

Isto conduziu os cirurgiões a unirem-se a cientistas biológicos e de materiais e a engenheiros, nascendo assim um grupo de colaboradores de bio engenharia.

Estas equipas multidisciplinares não só reconheciam a necessidade de controlar a composição, grau de pureza e propriedades físicas dos materiais que utilizavam, como também reconheciam a necessidade de novos materiais com propriedades novas e

especiais. Isto estimulou o desenvolvimento de muitos novos materiais na década de 70.

Os novos materiais eram projectados especificamente para fins médicos, como os polímeros bio degradáveis e as cerâmicas bio activas.

Alguns derivavam de materiais já existentes, mas agora fabricados com novas tecnologias, tal como as fibras de poliéster que eram torcidas ou entrelaçadas na forma de tubos para serem usadas como enxertos vasculares, ou o plástico de acetato de celulose que era processado em pequenos volumes de fibras ocas para utilizar em máquinas de diálise para rins artificiais. Alguns materiais foram obtidos de fontes inesperadas, tal como o carbono pirolítico ou ligas de titânio, materiais que foram desenvolvidos para a indústria aeroespacial. Outros materiais foram modificados para providenciar propriedades biológicas especiais, como a imobilização da heparina para anticoagulantes.

Mais recentemente os cientistas e engenheiros voltados para a área de biomateriais têm dilatado o seu interesse por tecidos naturais e polímeros combinados com células vivas. Este interesse estimulou a separação, purificação e aplicação de muitos materiais naturais.

Segundo Calixto [2001] os materiais mais utilizados para implantes, aplicados em todo o corpo humano, são os metais ou ligas metálicas (titânio; titânio - alumínio - vanádio; cobalto - cromo - molibdénio; ferro - cromo - níquel), as cerâmicas (hidroxiapatita; fosfato de tricálcio; aluminatos de cálcio) os polímeros (silicones, poliamida, propileno; polietileno; polimetilmetacrilato, politetrafluoretileno; poliuretano), os compósitos (cerâmicas de vidro; cimentos de vidro) e mais recentemente os vidros bio activos.

Propriedades dos Materiais

Os materiais são um ponto fundamental no que concerne à realização de modelos para aplicações médicas. É necessária uma escolha sensata dos materiais, adaptada aos diferentes processos e que se mostre segura para aplicações nesta área.

Quando a RP dava os primeiros passos os materiais usados eram frequentemente criados ou modificados de forma a adaptarem-se ao processo [Bibb, 2007].

Os fornecedores de materiais faziam um grande esforço para que estes se comportassem fisicamente o mais possível com os materiais que procuravam replicar.

O volume e as propriedades da superfície dos biomateriais usados em implantes médicos tem mostrado ao longo dos anos ter uma influência directa, e em alguns casos controlo, nas interações que ocorrem entre o tecido e o implante.

É necessário um conhecimento das propriedades dos materiais antes de qualquer aplicação médica, mas também têm de ser conhecidas as alterações que podem ocorrer ao longo do tempo, in vivo. Isto é, as alterações que sucedem com o passar do tempo têm de ser previstas logo de início e explicam a selecção do biomaterial e/ou o design do dispositivo.

A informação relacionada com propriedades básicas está disponível em documentos específicos (tabelas) nacionais e internacionais, guias e jornais profissionais de vários

tipos. No entanto, esta informação deve ser avaliada dentro de cada contexto e da programação do uso biomédico, desde a aplicação, até à resposta dos tecidos vizinhos que é bastante específica para as diferentes áreas (cardiologia, ortopedia, etc.).

O primeiro passo a dar aquando da decisão dos materiais a escolher para aplicações na área médica é eliminar todos os materiais que sejam conhecidos por possuir qualquer toxicidade. Apesar de existirem níveis aceitáveis, isto elimina muitos materiais [Bibb, 2007].

No caso dos implantes degradáveis a toxicidade dos produtos de degradação do implante é uma preocupação óbvia, visto que todos os produtos libertados durante a degradação do implante são-no feito para o corpo do paciente, sendo por isso necessária uma atenção cuidada durante os testes para potencial toxicidade dos produtos (de degradação ou não).

Outro ponto a considerar quando se faz a escolha do material prende-se com a esterilização. Alguns materiais podem sofrer efeitos indesejáveis quando são sujeitos a esterilização, seja ela por acção do calor, química ou por radiação. Para a maioria dos materiais provavelmente haverá um método de esterilização ideal, no entanto isto pode ter impactos comerciais significativos, devido a um aumento do custo do modelo e tempos de processamento.

Deve também considerar-se a porosidade/densidade do material. É importante que as superfícies obtidas sejam completamente sólidas e macias, para que possam ser fácil e eficientemente limpas, já que a presença de porosidades significativas permite o alojamento de bactérias que podem levar à infecção [Bibb, 2007].

De facto, a selecção do material deve ter em consideração as propriedades físicas, químicas e mecânicas dos materiais. Algumas das propriedades a considerar são [Ovandar, 2004]:

- . Resistência: algumas das aplicações requerem alta resistência, como as válvulas cardíacas, balões de angioplastia, implantes odontológicos, etc.
- . Módulo (elasticidade, torção, flexão) esta propriedade é de interesse em materiais como cateteres.
- . Fadiga: os dispositivos devem suportar esforços cíclicos. Verificamos isto em implantes ortopédicos, odontológicos e cardiovasculares.
- . Rugosidade: esta característica verifica-se em implantes endoósseos, onde

é desejada uma alta rugosidade, ou implantes de juntas ortopédicas, onde se pretende um baixo atrito.

. Absorção de água: esta característica é importante pelo facto de muitos materiais sofrerem alterações na sua resistência à tracção, à fadiga, no seu módulo de elasticidade, torção ou flexão quando humedecidos.

. Bio estabilidade: alguns tipos de mecanismos devem ter a sua degradação controlada. Os implantes permanentes devem ser estáveis.

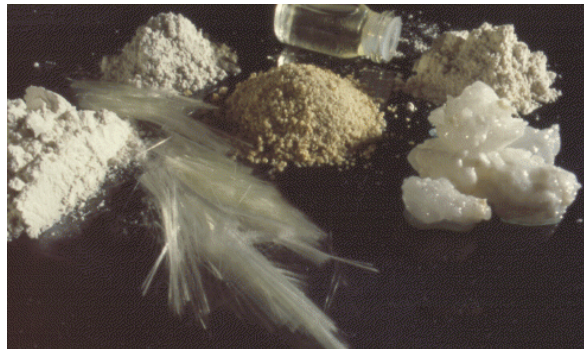
. Bio tolerância: ou seja, são apenas tolerados pelo organismo, sendo isolados dos tecidos adjacentes, isto é importante em implantes temporários, onde não se pretende que haja uma fixação dos tecidos vizinhos.

. Bio inércia: também tolerados pelo organismo; o material não liberta nenhum tipo de componente, ou fá-lo em quantidades mínimas. São teoricamente ignorados pelos tecidos vizinhos, sem provocar reacções inflamatórias ou infecciosas no local do implante.

34

34. Vários tipos de materiais

[www.grs.pcc.usp.br]



. Bio activos: estes materiais promovem ligações de natureza química entre o material e os tecidos ósseos, ou seja, possui a capacidade de interagir com tecidos naturais, provocando reacções que favorecem o desenvolvimento de processos como: fixação de implantes, regeneração de tecidos anfitriões ou bio degradação do material.

. Bio reacção: são materiais que adquirem bio actividade após um tratamento de activação da superfície do seu óxido. Os metais utilizados em ortopedia dominam esta classe de materiais. Os metais classificados como bio reactivos ficam no limite entre os materiais bio inertes e os bio activos.

. Absorção/Degradação: esta característica é importante quando se pretende que o material após um determinado período em contacto com os tecidos acabe por ser decompostos, solubilizado ou absorvido pelo organismo, dando lugar a tecido novo que ocupará o local de ruptura.

O material escolhido deve ainda atender a vários requisitos fundamentais:

- . A sua presença não deve causar prejuízos a curto e longo prazo no local do implante ou no sistema;
- . Os tecidos não devem causar a degradação do material implantado
- . O material deve ser esterilizável
- . O material deve ser bio funcional, ou seja, deve ter as características adequadas para cumprir a sua função, seja ela estética ou dinâmica.

É frequentemente muito desejado usar materiais que já demonstraram a sua eficiência e segurança em aplicações médicas à muitos anos, no entanto, isto nem sempre é possível [Bibb, 2007].

Processos como o FDM ou o SLS usam termoplásticos como o ABS ou o nylon que já são há muito aceites como materiais passíveis de ser utilizados aplicações médicas.

Alguns processos mais recentes como o SLM podem usar uma vasta gama de ligas ou metais, como o aço inox, o titânio, ou o cromo-cobalto, que já provaram o seu bom desempenho nesta área. No entanto, apesar destes materiais serem bem conhecidos pela sua não-toxicidade, os processos de RP precisam de demonstrar que a forma física (rigor dimensional) e os acabamentos dos modelos são aceitáveis. Isto é muito importante quando se fala de dispositivos médicos.

A utilização de materiais artificiais na área médica, e em especial na RP, tem crescido de forma exponencial nos últimos anos, tornando-se cada vez mais complexa e variada, sendo natural que hajam inúmeras investigações em curso com o intuito de descobrir materiais com ainda maiores potencialidades e que tragam a resposta aos problemas que ainda existem nesta área.

Existem vários autores que referem que quando se pretende realizar um modelo físico tridimensional se deve inicialmente decidir qual o material a utilizar, depois, o processo que melhor se adapta ao mesmo.

De seguida, iremos expor vários processos de RP, considerando a forma inicial do material a utilizar e as diferentes potencialidades na área médica.

Principais Processos de RP

Os sistemas de RP geram os modelos a partir da união gradual de pós, líquidos ou folhas dos mais diversos materiais.

Uma das melhores formas para se classificar os inúmeros processos de RP é pela forma inicial do material usado. [Volpato, 1999; Hopkinson, 2006] São alguns dos indicados para a área médica:

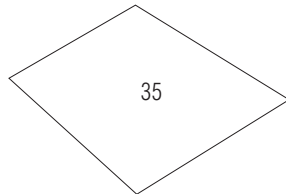
- Sistemas baseados em líquidos:
 - SLA Stereolithography Apparatus, entre outros,
- Sistemas baseados em sólidos:
 - FDM Fused Deposition Modeling
 - LOM Laminated Object Manufacturing, entre outros,
- Sistemas baseados em pó:
 - 3DP Three Dimensional Printing
 - SLS Selective Laser Sintering
 - SLM Selective Laser Melting
 - EBM Electron Beam Melting, entre outros.

Existem vários processos viáveis comercialmente, sendo alguns dos mais usados: o FDM (Fused Deposition Modeling), SL (Stereolithography), SLS (Selective Laser Sintering) e o 3DP (Three Dimensional Printing).

Não existe, no entanto, um processo ideal, apresentando cada um deles as suas vantagens e desvantagens, dependendo da aplicação a que se destina. Pelo que a

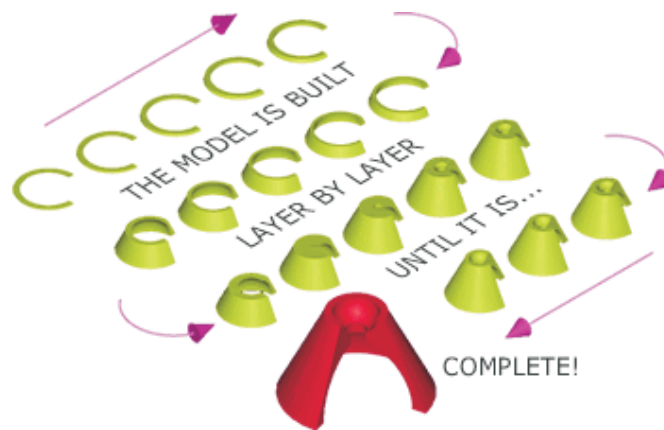
selecção do processo deve considerar factores como:

- . Propriedades físicas, mecânicas e estéticas exigidas;
- . Material a usar;
- . Disponibilidade dos processos;
- . Custos envolvidos;
- . Prazos para a realização do modelo.



Iremos de seguida explicar de forma mais detalhada os processos com maiores potencialidades para a área médica.

35. Esquema de construção de modelos tridimensionais pelos processos de Prototipagem Rápida
[www.marksman.com]



Estereolitografia (SL)

Este é o processo pioneiro, tendo sido patenteado em 1986 e aparecido no mercado em 1987 pela 3D Systems Inc., USA. Foram posteriormente desenvolvidos outros sistemas baseados no mesmo princípio de funcionamento, tais como, os das empresas EOS, NTT Data/ CMET, Sont/DEEC, Sony/D-MEC, etc. [Chua, 2003]

Tal como todos os outros processos de prototipagem rápida, a produção dos modelos consiste na adição sucessiva de camadas [www.artis.com.br].

Este processo constrói modelos tridimensionais através da fotopolimerização de resinas líquidas (epóxido, poliéster, vinilester) pela incidência de um feixe laser de raios ultravioleta (UV), com alta precisão de foco, e direccionado por um conjunto de espelhos, que provoca na resina uma reacção fotoquímica. A resina de epóxido é a que tem melhor comportamento, o que implica uma maior utilização na fabricação de componentes. É facilmente identificável pela sua cor castanha, e, devido à sua baixa

viscosidade tem um bom processamento [www.cimjectufsc.br].

Qualquer uma das resinas utilizadas neste processo deve possuir:

- . Boas propriedades mecânicas
- . Boas propriedades de ligação
- . Boa resistência à degradação ambiental [Barbado, 2006]

Como as resinas utilizadas são líquidas e relativamente pouco viscosas, a complexidade dos modelos obtidos pode ser extremamente elevada.

36

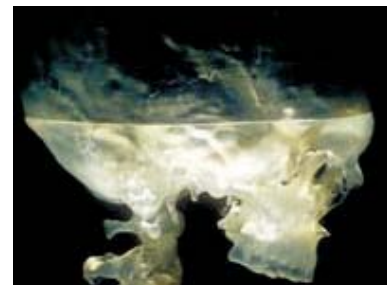
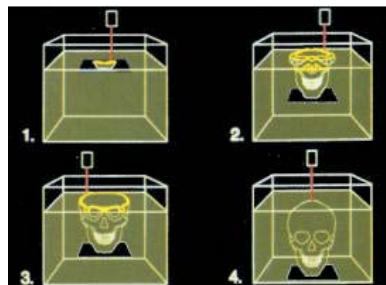
37

36. Esquema de construção de um modelo

[www.artis.com.br]

37. Modelo em Estereolitografia, feito num material transparente que permite diferenciar as diferentes estruturas

[www.artis.com.br]



A reacção de fotopolimerização da resina ocorre nas zonas onde o feixe incide. O feixe de laser ultravioleta é direccionado por um conjunto de espelhos que vão construindo o modelo numa superfície com resina foto sensível. O feixe vai polimerizando a resina, e formando assim uma camada do objecto em construção.

No final da polimerização de cada camada, a plataforma perfurada desce, adicionando-se desta forma resina à camada anterior. Uma lâmina regulariza a camada de resina líquida depositada, e o feixe laser é novamente direccionado sobre a resina de forma a construir a camada seguinte. No final dos varrimentos o modelo encontrar-se-á completamente imerso [www.cimject.usfc.br].

Este processo permite a construção de modelos de grande complexidade, utilizando suportes auxiliares à construção que são gerados automaticamente pelo software do equipamento e retirados do modelo final. Os suportes são utilizados com o intuito de facilitar a separação do modelo da plataforma e simultaneamente permitir a obtenção de superfícies não apoiadas [Chua, 2003].

Durante a fabricação o processo de polimerização é apenas parcial, pelo que, no final o modelo sofre um processo de pós-cura num forno de radiação ultravioleta que lhe

confere a máxima resistência mecânica.

Após esta etapa os componentes são sujeitos a lixagem e/ou polimento ou pintura. Este processo possui uma elevada precisão dimensional, permite obter modelos praticamente isentos de porosidades, com formas complexas e detalhes finos.

Existe uma variável deste processo mais económica: o “Quick-Cast” para equipamentos da 3D Systems e o “Skin and Core” para equipamentos da EOS. Os modelos obtidos por este processo são parcialmente ocos, ou seja, utilizam menos resina e têm tempos de processamento inferiores. É o software do equipamento que define uma estrutura tridimensional oca, ficando os modelos com 20% a 30% de densidade relativa, mas com as paredes interiores e exteriores lisas. Podem no entanto ocorrer empenos devido ao facto de não se dar um escorrimento perfeito da resina, o que origina paredes com espessuras não constantes.

38

39

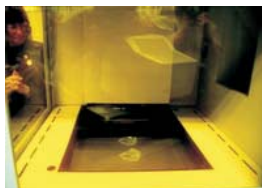
40

38. Aparelho de estereolitografia, onde pode visualizar-se a resina líquida

39. Suportes para construção de um modelo

40. Câmara de ultra-violetas para pós-cura do modelo

[www.puntadisenho.com]



O processo de estereolitografia é um dos melhores no que refere à precisão dimensional, e permite obter superfícies de acabamento óptimas após lixagem e polimento [Grimm, 2004].

Tem a enorme vantagem de possuir uma vasta gama de materiais, desde materiais para fins comuns até materiais especiais para aplicações específicas. Destaca-se para a utilização comum as várias resinas de epóxico disponíveis no mercado e as resinas acrílicas para aplicação na área médica.

Tem no entanto como desvantagem o facto das matérias-primas terem um custo elevado, sendo também elevado o tempo de fabricação. Refere-se também como desvantagem o facto dos componentes terem uma fraca resistência mecânica, ser necessária a pós-cura, e os modelos obtidos terem propensão a empenos.

Este processo é o mais utilizado em modelos biomédicos por utilizar materiais com boas características físicas e propriedades atractivas para a área médica. Destaca-se o

facto de permitir a realização de modelos translúcidos, o que possibilita uma melhor visualização dos ossos, cavidades e outras variações anatómicas, o que é uma mais valia na preparação cirúrgica.

41

42

41. Aspecto de resinas
époxidas

[www.lakewood.com]

42. Aspecto de resinas
acrílicas

[www.greenandstone.com]



Quando se pretende uma utilização in vivo, ou seja, para aplicar no organismo humano, devem ser utilizadas as resinas acrílicas por serem biocompatíveis. Estas possuem, até ao momento, alguns problemas de distorção em modelos volumosos e com paredes grossas. No entanto, esta limitação não tem impedido a sua utilização na área médica, já que tem vindo a ser utilizada em aparelhos auditivos onde os modelos possuem pequenas dimensões e paredes finas [Hopkinson, 2006].

43

44

43. Modelo realizado numa
resina époxida

[www.2objet.com]

44. Resina acrílica colocada
numa matriz

[www.columbia.edu]



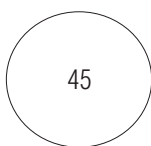
Simultaneamente convém referir que este material possui características muito semelhantes aos que são usados há décadas na indústria de dispositivos auditivos.

Como exemplo de resinas acrílicas pode-se referir as Stereocol Medical Resins que foram especialmente desenvolvidas para aplicações médicas. Os modelos produzidos com estas resinas podem ser transparentes ou possuir áreas seleccionadas de transparência colorida. Têm ainda a vantagem de serem esterilizáveis pelas técnicas comuns sem a perda de propriedades [www.astrazeneca.com].

A SLA tem sido utilizada também para a realização de guias cirúrgicos para a área odontológica. Estas permitem um controle exacto dos ângulos e posições das brocas odontológicas, permitindo tratamentos mais eficientes e rápidos [www.materialise.com].

É também possível, através de produção indirecta, obter implantes em materiais como o PMMA e alguns metais utilizando para este fim o modelo em SLA, como positivo, para a obtenção de um molde, negativo, onde posteriormente será vazado o material escolhido para o produto final [Hopkinson, 2006].

Este processo é actualmente o de maior utilização na área médica. No entanto, tal como os outros processos que serão referidos adiante, continua em constante busca de melhorias quer no que concerne ao processo propriamente dito, bem como nos materiais que utiliza.



45. Folhas acrílicas - PMMA



Modelação por Extrusão de Plástica (FDM)

Este processo de RP está disponível praticamente desde a origem da RP propriamente dita [www.padtinc.com], tendo sido desenvolvido por Scott Cramp em 1988 e foi patenteado em 1992, nos Estados Unidos [Chua, 2003].

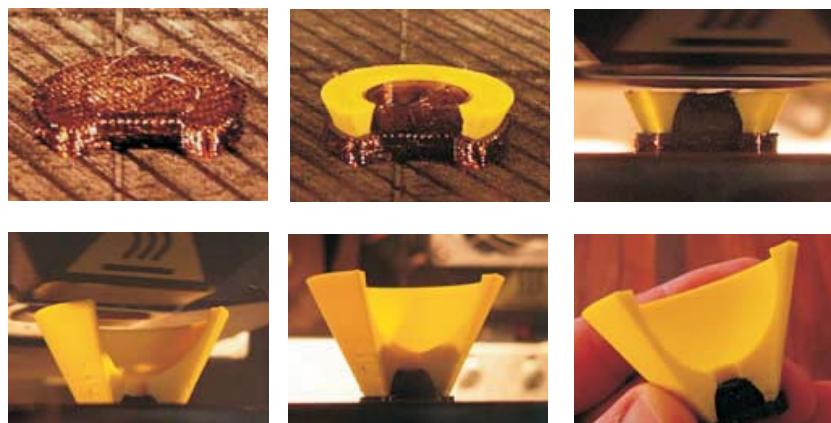
O processo de FDM consiste na fabricação de protótipos por adição de material em camadas, moldadas por extrusão através de uma micro fiação, de material termoplástico (plásticos, elastómeros, ceras).

Este processo, por controlar o movimento nos eixos xx e yy através de um sistema electromagnético (sistema “magna-drive”) permite a realização de qualquer tipo de coordenadas de movimento com elevada precisão [Chua, 2003].

O material termoplástico utilizado para a construção dos modelos, sob a forma de fio, é alimentado através de uma bobine. Uma cabeça da máquina deposita o material em camadas finas, dando-se a solidificação quando a camada depositada se une à anterior, devendo para isso a plataforma onde se encontra o modelo estar a uma temperatura inferior à do material. Esta plataforma é revestida por uma espuma densa e flexível e movimenta-se no sentido vertical (eixo ZZ).

46a	46b	46c
46d	46e	46f

46. a, b, c, d, e, f. Etapas de construção de um modelo tridimensional pelo processo de FDM
[www.marksman.com]



Processando-se a alimentação de uma forma contínua, não se verifica desperdício de material, gastando-se apenas o estritamente necessário para a construção do modelo.

Este processo necessita de suportes auxiliares à construção, sendo a estruturação destes assegurada por outra cabeça extrusora que deposita o material de suporte. Após a conclusão da peça esses suportes são facilmente removidos, através de dois sistemas, o Break Away Support System (BASS) e o Water Works Soluble Support System. O primeiro permite quebrar facilmente os suportes e o segundo consiste em

lavar o modelo, removendo-se desta forma os suportes de materiais solúveis em água [Park, 2007; Chua, 2003].

Este tipo de soluções não só reduz o tempo e o trabalho necessários à remoção dos suportes como também diminui o risco de danos provocados a alguns modelos de elevada fragilidade [Bibb, 2006].

As cabeças extrusoras magnéticas encontram-se suspensas por baixo de uma placa metálica, e a existência de uma bolsa de ar entre as mesmas reduz o atrito a valores praticamente nulos, o que permite uma elevada velocidade de fabrico do modelo.

47

48

47 . Orelha realizada em FDM

[<http://people.bath.ac.uk>]

48. Filamentos para produção de peças em FDM

[www.sibcoinc.com]



Com o intuito de reduzir os gastos energéticos necessários para “fundir” os filamentos, deve recorrer-se a um ambiente aquecido. A temperatura da câmara encontra-se abaixo do ponto de fusão do material utilizado.

Este processo emprega apenas termoplásticos, usando no entanto uma grande variedade destes materiais, nomeadamente ABS, PC, ceras, poliamidas e elastómeros. O ABS é utilizado para a execução de protótipos funcionais devido à sua resistência ao impacto, à sua estabilidade a diferentes temperaturas e resistência química. Já as ceras possibilitam a produção de protótipos com acabamentos superficiais de elevada qualidade, muitas vezes utilizados para conversão metálica pelo processo de “investment casting” [Grimm, 2003].

O FDM tem como vantagem o facto de permitir a fabricação de componentes funcionais, permitir o uso simultâneo de dois materiais, devendo no entanto estes ser compatíveis entre si. Este processo é o que permite obter modelos de mais elevadas propriedades mecânicas e melhor qualidade na conversão metálica por “investment casting” (modelos em cera). No entanto, o FDM é o mais lento entre os processos mais utilizados, e tanto o valor do investimento no equipamento bem como o custo global dos modelos são dos mais elevados.

Para além disso, este processo possui ainda um rigor restrito devido à forma do material utilizado, isto é, a forma do filamento. Tipicamente o filamento tem um diâmetro de 1,27 mm, determinando a resolução com que é possível obter o modelo.

Para além da restrição na precisão, este processo está ainda sujeito a contracções imprevisíveis, já que o material utilizado está sujeito a arrefecimentos rápidos que podem levar a distorções no modelo final [Chua, 2003]. No entanto, alguns autores defendem que estas distorções podem ser previstas e compensadas previamente [Grimm, 2004].



49 . Tecidos ósseos realizados em FDM

[www.stratasys.com]

50. Aparas de polycarbonato

[www.edplast.com.br]



No que concerne a aplicações na área médica, os modelos obtidos através deste processo são completamente sólidos, resistentes a esterilização e podem utilizar materiais com características específicas, como resistência a agressões químicas, etc..

O polycarbonato é frequentemente usado pela sua compatibilidade médica. Apesar de ser opaco, o que impossibilita a visualização de nervos, veias, etc., a sua coloração branca é frequentemente utilizada para a execução de modelos ósseos, já que os tende a representar de uma forma familiar.

Este processo procura neste momento ultrapassar algumas das suas limitações, tal como a espessura dos filamentos e alargar o leque de materiais passíveis de serem utilizados na área médica.

Laminated Object Manufacturing / (LOM)

Este processo foi desenvolvido em 1985 por Michael Feygin que o associou à companhia Helisys Inc., da Califórnia (USA), que viria mais tarde a entrar em dificuldades económicas já que as vendas deste produto ficaram muito aquém das expectativas iniciais, acabando por encerrar em 2000. Actualmente, o único fabricante de máquinas de LOM é a Cubic Technologies, sediada também nos EUA. [Alves, 2001].

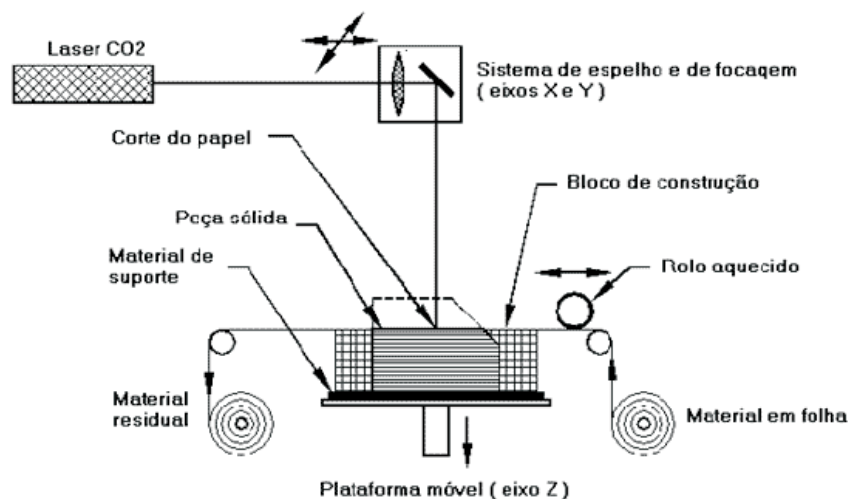
Este processo, considerado um dos 4 processos mais antigos, consiste na fabricação de modelos tridimensionais por folhas de papel cortadas com um laser de CO₂.

Neste processo os modelos são fabricados colando, camada a camada, sucessivas folhas de papel, onde são cortados os contornos correspondentes ao perímetro do modelo a fabricar [Alves, 2001].

O equipamento desenrola um papel impregnado com cola termoplástica (na sua superfície inferior) que é lamindado sobre a plataforma de construção do equipamento, fazendo posteriormente incidir um feixe laser com alta potência (25-50W) controlado por um sistema electro-mecânico e por 3 espelhos que efectua os cortes que determinam o perímetro da peça e uma moldura que suporta o conjunto em construção [Chua, 2003].



51. Esquema de funcionamento
de um aparelho de LOM
[www.cev.pt]



A plataforma onde se encontra esta camada desce para avançar nova camada de papel, que após subida da plataforma de construção é laminado sobre a camada anterior por

um rolo pré-aquecido, a cerca de 300°C, que faz a adesão entre as duas camadas [Bibb, 2006].

A boa aderência entre as diferentes camadas está dependente da força de compressão e da temperatura do rolo, e simultaneamente do tempo de contacto entre o rolo e o papel [Bibb, 2006].

Após a colagem, o feixe volta a incidir sobre o papel de forma a efectuar o corte correspondente à nova camada. A operação de distribuição do papel e consequente compressão repetem-se as vezes necessárias até se obter a totalidade do modelo.

52

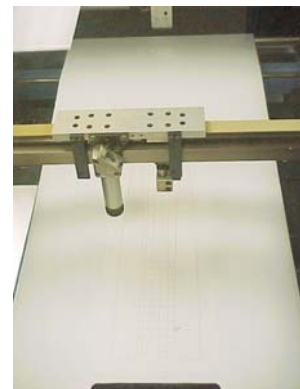
53

52. Máquina de LOM

[<http://mtc.engr.mun.ca>]

53. Equipamento de LOM em funcionamento

[<http://mtc.engr.mun.ca>]



Todo o papel considerado excedente, por não ser parte integrante do modelo, é cortado em quadrados ou rectângulos para facilitar a posterior remoção da peça do interior do bloco de papel colado. No entanto, convém referir que durante o processo de fabricação da peça este material excedente serve como suporte [Chua, 2003].

Os papéis utilizados neste equipamento têm espessuras de 0,10mm, 0,15mm ou 0,20mm. A definição dos modelos finais irá depender directamente da espessura e qualidade dos papéis utilizados.

Após a conclusão da peça é necessário proceder ao seu pós - processamento. Este processo, denominado de descubicagem, consiste na eliminação de todo o material supérfluo ao modelo, utilizando-se para esta tarefa ferramentas utilizadas em carpintaria.

Este processo é normalmente demorado e requer muita mão-de-obra. Após concluída

esta tarefa é possível aplicar técnicas de acabamentos como lixar, polir, pintar, etc..

É normalmente recomendado aplicar uma camada de impermeabilizante após o tratamento da peça de forma a evitar deformações causadas pela absorção de humidade (o papel é higroscópico) [Alves, 2001].

Este processo tem a desvantagem de necessitar de um grande controlo da potência do laser para que este incida apenas na camada desejada e não ultrapasse a sua espessura.

54

55

54. Modelo obtido por LOM

[www.rpc.msoe.edu]

55. Processo de descubagem

[www.peridotinc.com]



Também a fabricação de paredes com espessuras finas não é o forte deste processo. Esta desvantagem existe pelo facto de os materiais utilizados não serem por norma suficientemente resistentes para manterem os seus perímetros intactos após o processo de descubagem.

Na área médica, este processo tem sido utilizado na construção de grandes tecidos ósseos ou tecidos moles, onde este processo é o ideal por ter um baixo custo em modelos de grandes dimensões. Permite a fabricação de componentes como próteses, através do processo dos moldes perdidos, efectuando-se para isso a combustão do modelo em LOM [Bibb, 2006].

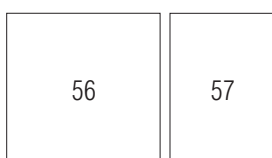
No que concerne a materiais, apesar do processo original usar apenas as folhas de papel, podem ser usadas, potencialmente, qualquer tipo de folhas, e com diferentes espessuras, desde que possuam um agente numa das superfícies que permita a sua adesão.

A utilização de materiais, que não o papel, foi durante bastante tempo considerada inadequada para a indústria pelo grande desperdício de matéria-prima gerada, bem

como pela necessidade de operações complementares. No entanto, este processo tem sido usado na fabricação de instrumentos médicos e próteses com resultados bastante satisfatórios.

Foi já demonstrado que podem ser usados com sucesso plásticos, metais e até cerâmicos, no entanto, o material mais popular continua a ser o papel kraft [Chua, 2003].

A fabricação de modelos com materiais cerâmicos requer o fornecimento dos mesmos na forma de folhas finas. Todo o processo de fabricação de modelos com materiais cerâmicos se realiza de forma semelhante à do papel, até à fase de descubagem. No entanto, na fase de passagem do rolo é necessária uma pressão acrescida de forma a evitar espaços vazios.



56. Protótipo da escafóide realizado em cerâmica pelo processo de LOM

[www.javelin3d.com]

57. Estrutura da alumina

[www.chemicals-technology.com]



Após a descubagem os modelos em cerâmica requerem um ciclo de sinterização feita de forma gradual ($< 15^{\circ} \text{C/hora}$) com o intuito de obter o resultado final sem a formação de poros [Chartoff, 2002].

Este processo foi adoptado pela empresa Lone Peak que lhe atribuiu a denominação de MedLAM, utilizando-o para fabricar modelos cerâmicos de elevada resistência (alumina e zircónia (melhor tenacidade)) para a área médica com densidades relativas da ordem dos 95 a 98%. [Www.javelin3d.com].

A hidroxiapatite também tem sido utilizada com este processo, sob a forma de folhas de espessura de 0,25mm.

Os materiais cerâmicos utilizados são a alumina, zircónia, cerâmicas à base de fosfato

de cálcio, como a hidroxiapatite, entre outros. A alumina de alta densidade e alta pureza (>99.5%) foi basicamente a primeira bio-cerâmica a ser amplamente utilizada clinicamente. É usada em cirurgias ortopédicas há quase 20 anos e é um material pouco susceptível a causar reacções biológicas adversas. Tem sido aplicada em próteses da coxa e em implantes dentários, devido à sua excelente resistência à corrosão e ao desgaste, boa biocompatibilidade e elevada resistência mecânica [Ratner, 2004].

Outras aplicações clínicas incluem: prótese para o joelho, parafusos ósseos, reconstruções maxilo-faciais, substituições de segmentos de osso, substituição de córneas, lâminas e parafusos.

A zircónia (ZrO_2) surgiu como um material alternativo à alumina por possuir uma maior tenacidade. O facto de possuir melhores propriedades mecânicas em relação à alumina e alguns metais, converteu-a num material de vasta utilização na área ortopédica (por exemplo, prótese total da coxa).

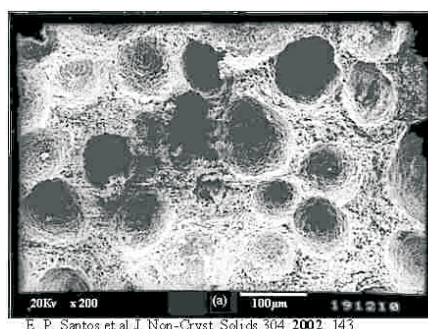
58	59
----	----

58. Espuma de zircónia

[www.if.ufrgs.br]

59. Componentes de juntas em zircónia

[www.lusas.com]



As potenciais vantagens da utilização da zircónia como biomaterial prendem-se ao facto de possuir, rigidez e resistência elevada, tenacidade superior à da alumina e ser bioinerte [Ratner, 2004].

Existem ainda actualmente dados insuficientes que determinem se estas propriedades irão resultar numa maior taxa de sucesso clínico ao longo dos tempos (> 15 anos).

As biocerâmicas à base de fosfato de cálcio são usadas na medicina e na odontologia há quase 20 anos. As aplicações típicas incluem implantes dentários, tratamentos periodontais, ortopedia, cirurgia maxilofacial e otorrinolaringologia.

A hidroxiapatite tem sido usada clinicamente num vasto leque de aplicações e formas, tal como, implantes no ouvido médio, na forma porosa como grânulos para encher defeitos ósseos em cirurgias dentárias e ortopédicas, e como revestimento em implantes metálicos.

A hidroxiapatite é um dos materiais mais extensamente estudados para a cicatrização óssea, no entanto a sua utilização na área médica fica aquém da alumina e zircónia.

É um material cerâmico que possui uma composição semelhante à do osso, daí que não se verifiquem rejeições ou infecções, sendo formada por elementos como o cálcio, fósforo, oxigénio e hidrogénio [Ratner, 2004]. É largamente utilizada no campo da medicina e odontologia como um substituto ósseo e dentário em implantes.

60

61

60. Fosfato de Cálcio

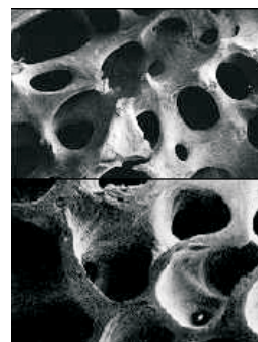
[www.sweden-martina.it]

61. Estrutura de hidroxiapatita

na parte superior e estrutura

óssea na inferior

[www.estetik.com]



Em termos futuros pretende-se conseguir realizar modelos em cerâmicas porosas para que seja possível existir uma regeneração óssea em vez da sua actual substituição.

Já se consegue actualmente obter porosidades controladas, com alguns processos RP, mas estas estruturas porosas não possuem ainda dimensões, distribuição de poros, resistência de paredes de células, etc. semelhantes ao osso humano que possibilite a sua utilização corrente com sucesso.

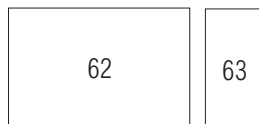
Impressão Tridimensional (3DP)

O processo de prototipagem rápida TDP, impressão tridimensional, foi desenvolvido pelos professores, Emmanuel Sachs, Michel Cima, e seus alunos e patenteado pelo MIT (Massachusetts Institute of Technology), tendo sido incorporado em 1994 na Z Corporation que actualmente o comercializa [Chua, 2003].

Neste processo os modelos são construídos com materiais reduzidos a pó, que são posteriormente aglutinados por um agente líquido aplicado através de um jacto [Alves, 2001].

Muitos autores referem este processo como sendo aquele que mais se assemelha ao sistema de impressão a jacto de tinta das nossas impressoras domésticas. Isto porque, as máquinas de 3DP são construídas com peças de impressoras convencionais adaptadas, mas em vez de tinta, as cabeças de impressão expellem um aglutinante composto de uma solução aquosa e cola.

Convém referir que a máquina é composta por um reservatório para pó cerâmico ou polimérico, uma plataforma que se desloca em z, um rolo para reposição e regularização das camadas de pó a ser aglutinado, e a cabeça de impressão abastecida com o aglutinante.

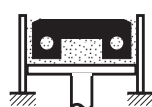
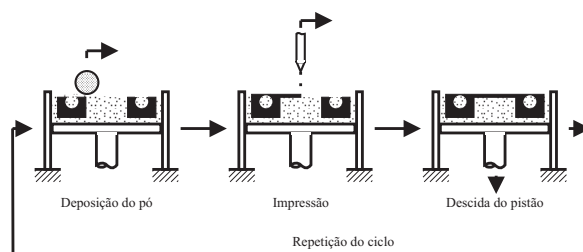


62. Esquema de construção de um modelo tridimensional pelo processo de impressão tridimensional

[www.compositesiq.com]

63. Coluna vertebral em 3DP

[www.zcorp.com]



Estado intermediário



Última camada de impressão



Peça acabada



O processo de criação das peças dá-se da seguinte forma: Inicialmente efectua-se a distribuição de uma camada uniforme de pó sobre a superfície de trabalho.

Posteriormente, o ligante líquido é depositado nessa camada por intermédio de jactos sobre os pontos que correspondem ao corte local da peça.

Este processo é repetido o número de vezes necessárias, camada por camada, até à obtenção da peça completa. Finalmente, a peça “em verde” é retirada da máquina, ficando solto o pó não aglutinado pelo ligante.

O modelo é aspirado, ou é-lhe aplicado um jacto de ar comprimido, para eliminação do pó não aglutinado às suas superfícies. O ligante dá ao componente impresso apenas a resistência suficiente para ser manuseado, sendo necessário submetê-lo a um tratamento térmico que aumenta a resistência do modelo.

Convém no entanto referir que o pó não aglutinado pode ser reutilizado, de forma a não existirem desperdícios de materiais.

64

65

64. Equipamento de 3DP

[www.zcorp.com]

65. Crânio realizado pelo
processo de 3DP

[www.zcorp.com]



A resolução deste processo está dependente do tamanho das gotículas de ligante depositadas, da granulometria do pó, da precisão de aplicação do jacto ligante e da forma como o ligante flui através dos grãos por acção capilar. [Lino Alves, 2001]

Tem a vantagem de não necessitar de suportes para construção dos modelos, permitir a fabricação de peças de qualquer geometria, com altas definições e em tempos curtos.

Este processo é bastante versátil, permitindo a fabricação de modelos para diversas áreas, tal como, calçado, industria aeroespacial, telecomunicações, industria médica, cerâmica, etc. [Chua, 2003].

Existem equipamentos como os da Z Corporation que se destacam por realizar modelos directamente a cores, em curtos espaços de tempo e com baixos custos, tudo isto aliado a uma fácil utilização do equipamento [www.zcorp.com].

No entanto, por usar materiais sob a forma de grãos, as superfícies finais obtidas têm sempre uma rugosidade elevada, sendo algumas vezes difícil eliminar o pó não ligado de alguns modelos com formas mais intrincadas.

Actualmente já é possível encontrar no mercado equipamentos, como o Desktop Factory 125 ci 3D Printer, que pretendem vingar em pequenas empresas, escolas e mais futuramente em ambiente doméstico. Estes equipamentos são dotados de características aliciantes, como o seu muito baixo custo, quando comparados com outros processos, justificado pelo facto de utilizarem uma económica luz de halógeno

66

66. Equipamento

Desktop Factory

[www.desktopfactory.com]



e o facto de produzirem peças robustas a partir de pós poliméricos que podem ser pintadas ou sofrer outros acabamentos adequados para o fim em vista [www.desktopfactory.com].

Os materiais utilizados neste processo tendem a ser bastante porosos, não sendo por isso apropriáveis a esterilização. Não existem ainda no mercado materiais de classe médica, no entanto, os modelos obtidos podem ser utilizados para planeamento e treino cirúrgico, criação da forma do implante final, etc. [www.zcorp.com]

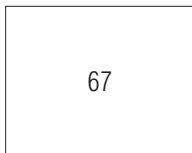
Este processo utiliza materiais compósitos (constituídos por duas ou mais partes distintas, dependendo as suas propriedades dos seus constituintes, da sua distribuição e do seu conteúdo) materiais para fundição e elastómeros.

Tal como nos outros biomateriais, a questão da biocompatibilidade dos compósitos é fundamental, uma vez que sendo compostos por dois ou mais materiais, a possibilidade de causar reacções adversas no organismo é reforçada.

Embora a durabilidade e a biocompatibilidade possam ser considerados os maiores problemas num dispositivo médico compósito, esta classe de materiais oferece vantagens únicas no que concerne à sua aptidão para diferentes projectos e métodos de fabricação.

A flexibilidade projectual, a resistência mecânica e o baixo peso fizeram dos compósitos poliméricos, sobretudo os reforçados com fibras de carbono, materiais ideais para o auxílio ortopédico, no entanto, estes materiais não se encontram ainda disponíveis para este processo de RP [Ratner, 2004].

Devido aos elevados custos de desenvolvimento, e pelo facto de o mercado existente ser relativamente pequeno, poucos materiais biomédicos foram até ao momento desenvolvidos especificamente para aplicações médicas. Os compósitos biomédicos são provavelmente a primeira classe de materiais desenvolvida exclusivamente com o propósito de ser aplicada em implantes [Ratner, 2004].



67. Peças produzidas pelo
equipamento Desktop Factory
[www.desktopfactory.com]



Os compósitos disponíveis para este processo possuem uma boa resolução e rigor no que concerne à aplicação de cores, sendo ideais para testes funcionais [www.zcorp.com].

Com este processo de RP podem também ser utilizados vários tipos de metais, mas servindo o modelo para a obtenção de moldes e carapaças cerâmicas para fundição, garantindo-se modelos finais resistentes e com bons acabamentos [www.zcopr.com].

Para além dos metais é ainda possível proceder-se à fundição de ceras. O material consiste numa mistura de celulose, fibras especiais e outros aditivos que combinados garantem peças com rigor dimensional.

Podem ainda neste processo ser utilizados elastómeros. Estes, são materiais que pelas suas características elásticas recuperam rapidamente a sua forma e dimensões iniciais, após a cessação de aplicação de uma tensão [www.rubberpedia.com].

As propriedades dos elastómeros dependem fundamentalmente do elastómero escolhido, da formulação do composto utilizada, do processo de produção e da forma e desenho do produto.

68

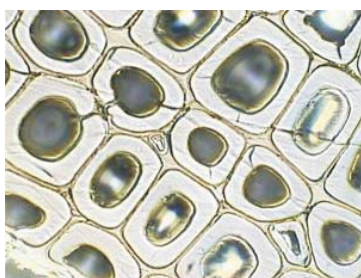
69

68. Corte transversal de fibras de celulose

[www.dfisica.ubi.pt]

69. Amido

[www.cbpf.br]



A utilização dos elastómeros dá-se sob a forma de infiltração dos mesmos num material de forma a criar modelos com propriedades visuais semelhantes à borracha [www.zcorp.com].

Este material consiste numa mistura de celulose, fibras especiais e outros aditivos combinados de forma a garantir peças rigorosas e que absorvem o elastómero de forma a atribuir às peças as propriedades de aparência com a borracha [www.zcorp.com].

Têm sido ainda realizadas algumas experiências para a produção de estruturas utilizando o processo de impressão tridimensional com combinações de polímeros baseados em amido.

A utilização de aditivos naturais degradáveis para a formulação de polímeros bio degradáveis não é nova. Aditivos naturais tais como o amido, a celulose, a lignina, entre outros, são usados em formulações de plásticos convencionais.

O amido é uma matéria prima abundante que tem despertado um interesse acentuado pelo mercado de polímeros convencionais através da sua incorporação em misturas poliméricas. A sua incorporação nesta área remonta à década de 70, aumentando gradualmente a sua percentagem de mistura e variedade de aplicações.

O amido como biopolímero em materiais biodegradáveis é prejudicado pela sua baixa resistência à água, e pelas variações das suas propriedades mecânicas sob humidade.

Além da sensibilidade à água, existem outros factores que limitam o uso dos derivados de amido em materiais biodegradáveis como o facto dos bio polímeros de amido apresentarem propriedades mecânicas que se alteram com o tempo.

Depois de concluídas as experiências foram examinadas as suas microestruturas, porosidade e propriedades mecânicas, como os níveis de absorção de água. Os resultados mostraram ser possível a construção de estruturas com estes materiais, no entanto, a sua bio compatibilidade não foi determinada [Hopkinson, 2006].

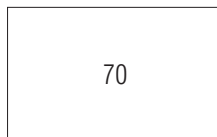
Sinterização Selectiva por Laser (SLS)

A sinterização selectiva por laser foi patenteada em 1989 e é um processo comercializado desde 1992 pela DTM, E.U.A., e actualmente pela 3D Systems e pela EOS, na Alemanha, desde 1994. Actualmente é o terceiro processo mais utilizado, logo a seguir à SLA e ao FDM (Fused Deposition Modeling) [Chua, 2003].

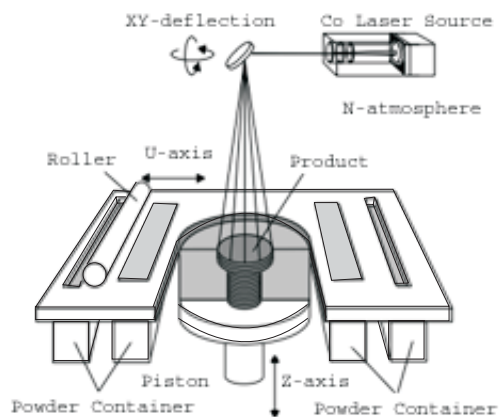
Este processo utiliza pós muito finos de materiais termoplásticos, compósitos e metais revestidos a termoplásticos que são ligados entre si por varrimento de um feixe laser [Rehme, 2006].

Numa câmara de construção pré-aquecida é laminada uma camada de pó termoplástico respectiva à espessura de cada camada da construção. Um rolo nivelador deposita e lamina o material sobre a plataforma de construção, de forma a obter-se uma estrutura sólida, parcialmente porosa.

Utiliza-se então um sistema electromecânico de precisão onde um feixe laser de CO₂ é guiado por espelhos, controlados por um sistema computacional, incidindo nas partículas de forma a provocar uma fusão parcial das interfaces dos pós.



70. Esquema de funcionamento de um aparelho de Sinterização Selectiva por Laser
[www.dtm.corp]



Após a sinterização da primeira camada o processo é repetido sucessivamente até à finalização do modelo. Quando o modelo estiver terminado, é retirado da plataforma de construção e o pó não sinterizado é removido.

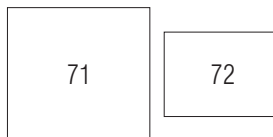
Este processo não necessita que o software do equipamento defina estruturas de suporte, permitindo por isso um tempo de fabricação mais curto do que a SLA. A peça é suportada pelo pó não sinterizado que a envolve.

Para que esta seja correctamente efectuada é necessário que o modelo CAD 3D da

peça esteja completamente fechado, já que de outra forma o sistema de construção não arranca, ou no caso de arrancar, uma parte da peça ficará separada do corpo principal.

É necessária a impregnação com resinas ou tintas de forma a obter peças com garantia de impermeabilidade e de baixa rugosidade, já que os modelos no final do processo ficam porosos e com alguma rugosidade superficial.

Apesar dos acabamentos das superfícies serem relativamente fracos quando comparados com outros processos, o seu rigor dimensional é quase tão bom como o da SLA.



71. Equipamento de SLS
[<http://rapid-prototyping.harvest-tech.com>]
72. Deposição de uma nova camada de pó termoplástico
[www.canalciencia.ibict.br]

Quando se pretende a reprodução com modelos de silicone é indispensável impermeabilizar o modelo de forma a garantir uma fácil desmoldagem da silicone e obter um bom acabamento [Alves, 2001].

As características mecânicas dos modelos fabricados neste processo, apesar da porosidade dos mesmos, são superiores às dos modelos realizados em SLA.

Podem ser utilizados diversos materiais para satisfazer diferentes requisitos, sendo no entanto a quantidade de pó empregue na fabricação de um modelo igual ao seu volume.

O pó utilizado que não tenha sido sujeito a fusão pode ser reciclado. No entanto, em cada nova utilização é sempre necessário utilizar 40% de pó novo.

Para a fabricação de modelos que irão servir como “modelos perdidos” estes podem ser fabricados em materiais como o poliestireno infiltrado com cera.

Para a obtenção de peças metálicas, os modelos podem ser construídos utilizando-se pós metálicos revestidos com um termoplástico, utilizando-se para o efeito pós de aço e ligas de cobre.

Para a fabricação de carapaças cerâmicas que servem para vaziar metais líquidos este processo permite igualmente a utilização de pós cerâmicos envolvidos numa resina termoendurecível, obtendo-se directamente protótipos metálicos. No entanto, as moldações obtidas por este processo originam peles muito rugosas.

73

73. Remoção do modelo da máquina de RP

[www.turkcadcam.net]



Este processo tem a vantagem de não necessitar de pós-cura quando se usam materiais termoplásticos, nem necessitar de suportes. É um dos melhores processos no que se refere à obtenção de protótipos funcionais em materiais termoplásticos e a resistência mecânica e térmica dos modelos é elevada, sendo no entanto o seu acabamento superficial fraco.

Esta técnica pode utilizar uma grande variedade de materiais termoplásticos e técnicas complementares, possuindo uma elevada rapidez de execução das peças, podendo estas possuir uma precisão superior a 0,2mm.

No entanto, como já foi referido anteriormente, os modelos possuem uma superfície abrasiva, alguma rugosidade superficial e têm sempre porosidade interna, requerendo muitas vezes infiltrações. Para além disso convém referir ainda o alto custo destes modelos.

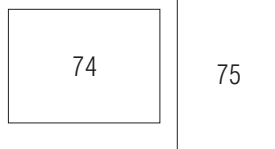
No entanto, este é o único processo capaz de processar directamente uma grande variedade de termoplásticos de engenharia, materiais metálicos, cerâmicos e compósitos termoplásticos. Podem ser utilizados materiais como o nylon, policarbonatos, poliamidas, PMMA, elastómeros termoplásticos, pó de aço inox revestido com materiais poliméricos, zircónia e sílica.

O Nylon é um termoplástico de engenharia que permite a criação de modelos e protótipos capazes de suportar condições atmosféricas exigentes. É um dos materiais

para RP mais duráveis actualmente disponível, na indústria [Chua, 2003].

Os produtos obtidos com este material através do processo de SLS possuem boas propriedades mecânicas, permitindo a sua utilização em inúmeras aplicações.

Os policarbonatos são os termoplásticos de engenharia por excelência. Permitem a fabricação de modelos conceptuais, funcionais, protótipos, moldes para fundição, e até ferramentas rápidas com formas e padrões de espessuras finas [Chua, 2003].

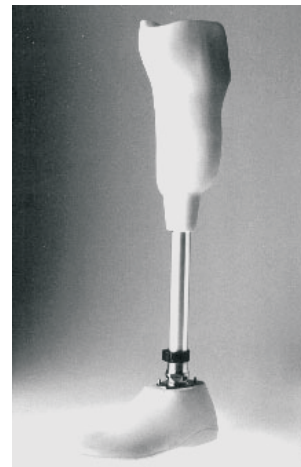


74. Resinas de nylon e poliamida

[www.acencorp.com]

75. Protótipo obtido através do processo SLS em DuraForm

[www.peridotinc.com]



As poliamidas utilizadas por SLS têm o nome técnico de DuraForm e são usadas para a criação de peças funcionais reforçadas e rígidas em plástico [Chua, 2003]. São conhecidas por possuírem excelentes resoluções à superfície, permitindo grandes detalhes, e por serem compatíveis com esterilização realizada por autoclave [www.3dsystems.com]. Oferecem ainda resistência à tensão, flexão e ao impacto excepcionais [Grimm, 2004].

O PMMA é um polímero transparente e vítreo à temperatura ambiente e pode ser mais facilmente reconhecido com nomes de marca como Lucite ou Plexiglas. É o “ingrediente” mais utilizado para o cimento ósseo para a realização de implantes ortopédicos.

Uma vez formado não é possível ser furado, devido à sua grande susceptibilidade a fissurar.

O PMMA não é absorvível pelo organismo, sendo no entanto bem tolerado no corpo e muito durável. Durante a fase de polimerização possui um odor difícil de suportar, e as

bactérias têm uma grande afinidade com a sua superfície.

Os materiais metálicos podem ser utilizados de forma a obterem-se os modelos em verde, ou seja, necessitando estes de um processo de sinterização de forma a eliminar o polímero do revestimento [Ratner, 2004].

Materiais como o pó de aço inox revestido com polímero e infiltrado com bronze são excelentes para produzir ferramentas de pré-produção, ou moldes para injeção de termoplásticos. Este material designa-se LaserForm ST-100 e possui uma elevada durabilidade e condutividade térmica. Outra alternativa metálica consiste na utilização de um compósito de poliamida e cobre.

Este processo permite ainda a utilização de materiais cerâmicos como o SandForm Zr e o SandForm Si que usam respectivamente pós de zircónia e sílica revestidos com fenol para produzir modelos complexos ou para a obtenção de moldes para fundição metálica.

76

77

76. Molde realizado em
SandForm

77. Pormenor do molde

[www.thommenttechnik.ch]



Apesar de já existirem inúmeros trabalhos realizados com materiais cerâmicos, não está ainda comercializada a versão cerâmica [Hopkinson, 2006].

Existem já alguns casos de sucesso de aplicações médicas desenvolvidas através deste processo. Sistemas auditivos foram já desenvolvidos com sucesso em Duraform PA (da DTM Corporation), tendo como grande vantagem a textura da sua superfície, já que esta pode ser ajustada até se obter o tom mate da pele.

A textura obtida neste processo permite ainda uma melhor fixação do dispositivo, mesmo quando o utilizador fala ou come, o que altera a forma do canal auditivo.

Apesar do rigor dimensional ser aceitável, as superfícies porosas trazem alguns problemas para a utilização médica, nomeadamente no que concerne à limpeza e

esterilização [Biib, 2006].

Da perspectiva do design este processo possui, ainda, o problema de não permitir realizar pequenos e precisos detalhes. Isto deve-se à natureza granular dos pós e à precisão de direccionamento do laser.

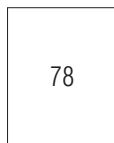
Aactualmente não é possível obter paredes com espessuras inferiores a 0,5mm, no entanto, estes processos estão a sofrer evoluções contínuas.

Fusão Selectiva por Laser (SLM)

O nome SLM, ou seja Selective Laser Melting, significa Fusão Selectiva por Laser. Este processo tem vindo a ser desenvolvido desde 1995 e é baseado no sistema de fabricação do SLS, excepto no facto de possuir lasers de alta potência que são utilizados para fundir finos pós metálicos numa atmosfera inerte [Bibb, 2006].

Este processo possui dois factores de destaque; o facto de processar qualquer tipo de liga metálica e obter peças completamente densas [Rehme, 2006].

Neste processo dá-se uma fusão completa dos pós metálicos, obtendo-se desta forma boas propriedades mecânicas e um baixo nível de porosidade. Apesar de ser ainda recente, o seu potencial para a fabricação de implantes à medida e próteses é já evidente, com guias cirúrgicos, modelos e instrumentos a serem produzidos com sucesso [Bibb, 2006].

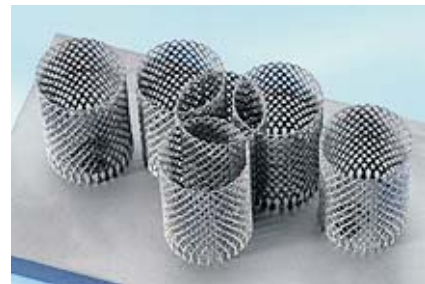


78. Máquina de SLM



79. Cilindro em malha realizado em titânio

[www.mcp-group.com]



Podem também ser processados pós poliméricos ou cerâmicos, como por exemplo a alumina, apesar da utilização com estes últimos ter revelado a presença de pequenas fissuras estruturais, que limitam a resistência do modelo cerâmico. Com o intuito de resolver esta lacuna têm sido testadas várias soluções, como por exemplo, a infiltração de vidro no modelo.

O funcionamento deste processo assemelha-se ao de SLS, no que refere à disposição dos pós, sendo distribuída uma fina camada de pó na plataforma de construção, correspondendo esta camada a uma camada do modelo final [Lindhe, 2007].

Depois de depositado o pó, é direccionado um feixe laser de infravermelhos, através de espelhos, para os pontos que definem a camada da peça, de forma a fundir os pós com a energia térmica do laser. A tensão na superfície de cada partícula muda quando o

feixe incide, dando-se uma união com as partículas adjacentes, resultando numa fusão das mesmas e na criação de ligação sólida. Este processo é repetido as vezes necessárias até que o modelo esteja completo [O. Rehme, C. Emmelman, 2005].

Existem vários parâmetros a ter em conta aquando da realização de modelos através deste processo, já que alguns deles podem alterar significativamente a qualidade do produto final. Parâmetros como as dimensões das partículas do pó, a intensidade e duração do feixe laser e a espessura das camadas são responsáveis por resultados diferentes, apesar da utilização da mesma matéria-prima [O. Rehme, C. Emmelman, 2005].

80

81

80. Coroas e pontes dentárias

81. Guia cirúrgico produzido
em aço inox, tipo 316L através
do processo de SLM

[www.mcp-group.com]



Para cada material haverá uma combinação de parâmetros ideais, no entanto, as variáveis podem se alteradas de forma controlada para se obter resultados específicos (por ex.: maior porosidade).

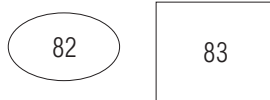
As ligas e os metais representam o maior grupo de materiais desenvolvido para o processo de SLM, podendo algumas ligas, como o aço inox, ser trabalhadas sem qualquer dificuldade, enquanto outras não podem ser trabalhadas tão facilmente. A razão para esta diferença de comportamento prende-se com as diferentes propriedades dos materiais, como por exemplo o ponto de fusão, condutividade térmica, viscosidade das partículas, etc.

Quando se pretende obter modelos com paredes muito finas é necessário expor as partículas de pó o mínimo tempo possível ao laser, já que um aumento do tempo de exposição irá aumentar o tamanho da zona de fusão.

Através deste processo é possível obter-se densidades perto dos 100% (cerca de 99,5%), realizar zonas do modelo com estruturas porosas quando desejado, modelos

com alto rigor dimensional e com a possibilidade de serem sujeitos a esterilização. No entanto este processo tem a desvantagem de necessitar de um fornecimento de gases inertes [Bibb, 2006].

Por utilizar uma plataforma em que se dá uma distribuição da camada de pó de forma uniforme, este sistema de produção permite a obtenção de vários componentes individuais simultaneamente.



82. Pó de aço inox

[www.bathsheba.com]

83. Perfis de aço inox

[www.i.com]

Tal como outros processos, podem realizar-se operações de lixagem e polimento para que as superfícies apresentem um melhor acabamento final.

Devido à possibilidade de obtenção de peças densas e rigorosas em materiais como o aço inox, podem obter-se guias cirúrgicos duradouros, que resistem a contactos com instrumentos cirúrgicos agressivos como serras oscilantes ou brocas e simultaneamente podem ser esterilizados pela maioria dos processos que utilizam autoclaves de altas temperaturas [www.mcp-group.com]

Todas estas características tornam este processo apelativo para utilizações na área médica, como a produção de protótipos funcionais, próteses específicas em materiais biocompatíveis como o titânio, aço inox, ligas cromo-cobalto, etc..

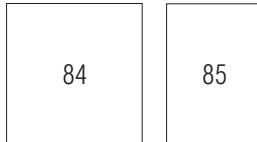
O aço inox tem menos de 0.030% de carbono de forma a diminuir a possibilidade de corrosão em meios agressivos. O mais utilizado nesta área é o aço inox 316L, que é um aço austenítico endurecível por encruamento. O níquel presente na sua composição é responsável pela estabilização da austenite e pela sua resistência à corrosão [Ratner, 2004].

As ligas baseadas em cobalto incluem a ASTM F75, F90, F799 e F562. As ligas F75 e

F799 são virtualmente idênticas no que se refere à composição, tendo 58-70% de Co (cobalto) e 26-30% de Cr (crómio). As outras duas ligas têm menos cobalto e crómio, mas têm mais níquel no caso da F562, e mais tungsténio no caso da F90 [Ratner, 2004].

A liga mais usada na área médica é a F75, sendo o seu principal atributo a sua resistência à corrosão em ambientes com cloreto. Esta liga é frequentemente utilizada em implantes ortopédicos pela sua elevada resistência mecânica, nomeadamente a resistência à fadiga [Ratner, 2004].

O titânio é estudado para aplicações na área médica desde a década de 40, tendo já nesta altura propiciado resultados bastante satisfatórios. Possui uma elevada resistência mecânica, alta resistência à corrosão, baixa densidade e resposta biológica favorável, tendo sido estes os factores da sua atracção, e que o tornam o metal mais utilizado como biomaterial [Ratner, 2004].



84. Implantes ortopédicos na liga crómio-cobalto

[<http://machinedesign.com>]

83. Amostra de liga de um material com memória de forma inserida numa máquina de testes

[www.physorg.com]



Apesar de ainda ser utilizado na indústria aeroespacial, o titânio e as suas ligas passaram a ser empregues na área médica, nomeadamente na execução de próteses e implantes devido à sua excelente resistência à corrosão (quase tão resistente como a platina) e respostas biológicas favoráveis.

É tão resistente como o aço, mas 40% mais leve. É 67% mais pesado que o alumínio, no entanto, é também duas vezes mais resistente.

Mais recentemente tem-se explorado ligas como Ni-Ti devido às suas características de memória-de-forma que permitem criar tensões compressivas na reconstituição de ossos fracturados ou dilatações para alargar vasos sanguíneos.

A liga ASTM F136, 1984 (Ti-6Al-4V) é a mais utilizada em aplicações médicas, sendo um metal especial pela sua relação resistência/peso. O Ti comercialmente puro CP Ti (ASTM F67) e a liga Ti-6Al-4V são os dois biomateriais à base de titânio mais comuns.

O número de experiências na área médica que utilizam este processo tem crescido de forma exponencial devido ao seu evidente potencial.

Fusão por Feixe de Electrões (EBM)

O processo EBM (Electron Beam Melting) da empresa Arcam permite a construção de modelos 100% sólidos a partir de pós metálicos [www.materialise.com].

Este processo utiliza uma abordagem semelhante ao SLS, no entanto, em vez de utilizar um laser utiliza um feixe de electrões [Chua, 2003]

Tal como noutros processos, o pó é disposto numa superfície e nivelado para posteriormente ser sujeito à incidência de um feixe de electrões de alta precisão que irá provocar a fusão das partículas. Quando a camada ficar concluída a superfície baixa o correspondente à sua espessura, depositando novamente o pó para assim se dar início



86. Máquina de EBM da Arcam

87. Detalhe do visor

[www.arcam.com]



à camada seguinte. Este processo é repetido as vezes necessárias até que a peça seja concluída.

O feixe de electrões é controlado por um computador altamente eficiente, que aliado a um ambiente de vácuo permite a construção de peças de elevada qualidade. Também o facto de não necessitar de espelhos para direccionar o feixe permite uma maior rapidez de execução [Chua, 2003].

O ambiente controlado permite manter a composição química dos materiais e facilita a construção de peças em materiais metálicos, como as ligas de titânio, evitando imperfeições causadas pela oxidação [Lindhe, Ulf, 2007]

O feixe de electrões de alta potencia assegura uma elevada taxa de deposição e uma temperatura de distribuição constante nos pontos que compõe a camada da peça, o que proporciona uma área completamente fundida e com excelentes propriedades quer mecânicas quer físicas.

O feixe utilizado tem uma percentagem de eficiência que ronda os 95%, já que a energia é absorvida pelos pós, contrariamente aos outros processos onde se verifica um perda de energia por reflexão [www.arcam.com].

No EBM verifica-se também uma maior quantidade de pós aproveitados, já que os aparelhos que operam com este processo vêm dotados de um sistema de recuperação que aproveita cerca de 95% do pó utilizado para a construção de um modelo que não tenha sido sujeito à acção do feixe.

Este processo é considerado rápido, já que lhe é permitido construir modelos entre três a cinco vezes mais rapidamente que outros processos aditivos, sendo a máquina capaz de fabricar entre 10 a 15 modelos personalizados, em titânio ou outras ligas, em menos de 15 horas, por um custo razoável [Harryson, 2006].

88

88. Feixe de Electrões

[www.answers.co]

89

89. Feixe de alta potência

[www.arcam.com]



As operações de acabamento dos modelos são bastante similares às de fabricação convencional de implantes, o que não altera de forma significativa o custo total [Harryson, 2006].

A utilização deste processo encontra-se limitada a materiais condutores. No entanto, é já conhecido o seu potencial para aplicações médicas, em especial, as de geometrias complexas como as articulação do joelho [Chua, 2003].

Os grandes avanços deste sistema de fabricação tornarão possível, a curto prazo, a redução do custo dos implantes até preços similares aos praticados pelos convencionais o que torna a utilização de implantes personalizados atractiva [Harryson, 2007]

Este processo é ideal para aplicações onde se requer elevadas resistências e temperaturas. Ou seja, os produtos médicos obtidos através deste processo podem beneficiar de elevadas resistências, mesmo em zonas curvas, como implantes ósseos que requerem um ciclo de vida de ultrapasse os 10 milhões de ciclos (ou movimentos).

Possui ainda a grande vantagem de permitir a produção de superfícies porosas num modelo onde outras superfícies são sólidas.

90

91

90. Prótese do joelho realizada pelo processo EBM

91. Placa óssea realizada pelo processo EBM

[www.arcam.com]



Tem a desvantagem de só poder usar materiais sujeitos a fusão controlada, como os pós metálicos. No entanto, este processo, tal como muitos outros continua em constante e muito rápida evolução, estando a ser adquiridos muitos destes sistemas.

Processos e materiais

Conclusão

A RP faz parte de um mercado sem fronteiras e em ascensão, e as investigações levadas a cabo para a sua melhoria são uma constante.

Para além dos processos mencionados nesta dissertação, existem muitos outros, quer em estudo, quer em fase de desenvolvimento, como é o caso do processo DesCAF (Design Controlled Automated Fabrication), ou então processos com sistemas de funcionamento similares, mas com nomes diferentes por serem explorados por empresas concorrentes.

Também no que concerne a materiais apenas foi referida uma pequena parcela de todos os materiais que poderão vir no futuro a ser utilizados. Foram referidos alguns exemplos das classes dos polímeros, metais, cerâmicos/vidros, compósitos e alguns materiais naturais que são já utilizados na RP. No entanto, muitos materiais presentes nestas classes não possuem ainda características que lhes permitam a actual utilização na área médica.

Todos os dias são feitos progressos na área de biomateriais e descobertos novos potenciais para a RP.

Existem classes de materiais que apesar de não terem sido referidos de uma forma detalhada têm uma grande importância nesta área. Podem-se citar os silicones, que possuem um baixo nível de toxicidade o que o torna aliciante para a área médica

No entanto, a sua colaboração para a PR até ao momento, dá-se pela sua utilização para a produção de moldes, já que estes, pela sua característica auto desmoldante e pela sua flexibilidade permitem a remoção dos modelos, mesmo de formas complexas, sem os danificar, permitindo a obtenção de bons detalhes

Também as fibras médicas e bio - têxteis têm inúmeras aplicações na área médica, desde vestuário, passando por ligaduras (algodão), malhas para reparações de hérnias, etc. No entanto, a sua utilização na RP é ainda muito discreta, apesar de possuírem potencial para novas explorações

Os hidrogéis possuem características de grande interesse para a área médica, nomeadamente para a obtenção de lentes, reconstruções de órgãos sexuais, etc.. No entanto a sua aplicação na RP ainda não foi possível.

92

93



92. Silicone utilizado como material de duplicação

[www.thejcdp.com]

93. Emplastro em hidrogel para cicratização

[www.pnas.org]

Já os materiais naturais estão presentes em vários estudos da actualidade, nomeadamente no que concerne à criação de estruturas porosas.

Estes estudos pretendem controlar as dimensões dos poros para que seja possível obter-se implantes com densidades aproximadas à do osso ou de cartilagens. No entanto, actualmente, existem ainda restrições nestes estudos que se prendem com as dimensões mínimas produzidas por aparelhos de RP, que são significativas quando comparadas com as das células. Antevê-se que o futuro possa trazer a prototipagem para um nível microscópico.

De momento, procura-se controlar as dimensões dos poros de forma a melhorar a regeneração dos tecidos vizinhos e simultaneamente estuda-se a possibilidade de incorporar células vivas nos mesmos.

Com a aplicação de cada vez mais materiais na área médica, utilizados através de

processos de RP caminha-se para soluções mais idênticas às existentes no corpo humano, quer no que se refere a comportamentos mecânicos, quer no aspecto visual (cores, texturas) obtidas em curtos espaços de tempo.

Isto irá permitir ao homem responder a problemas de carácter fisiológico de forma eficaz, sem acarretar problemas de saúde para o utilizador, e obviamente um significativo acréscimo do bem-estar e por isso mesmo, melhoria de qualidade de vida.

Em relação à qualidade de vida, a RP pode ter um papel de destaque, já que a sua contribuição para o de novos produtos é óbvia.

A RP pode, associada ao Design, conceber e desenvolvimento produtos que respondam de forma eficaz às necessidades existentes no mercado, associando a questão funcional com a estética.

Podem, de forma aliada, direccionar os seus esforços para a área médica, onde os produtos interagem de uma forma muito directa e particular com os utilizadores.

Estes produtos podem não só melhorar a qualidade de vida dos mesmos, como mudar drasticamente a imagem que têm de si próprios. As alterações estéticas que os acompanham são normalmente factor de receios, mas simultaneamente de esperança e alegria.

Existe um sem número de soluções em que a RP pode ter um papel de destaque. Desde a substituição óssea necessária devido a acidentes, ou a substituição de corpos moles associada a quadros de malignidade, bem como alterações físicas por questões estéticas.

O design e a RP podem nesta área mudar a vida dos utilizadores. Melhora-la e trazer muito mais conforto, alegria e esperança no futuro.

De facto a RP faz parte de um mercado sem fronteiras e em ascensão, já que nos próximos anos será com certeza alvo de grandes evoluções, quer nos processos, quer nos materiais disponíveis.

Provavelmente ser-lhe-ão atribuídas novas características, novas áreas a explorar, novos rumos...

A RP nos diversos sectores médicos – Implantologia

A RP pode ser utilizada para a construção de próteses e variadas reconstruções, com o intuito de recuperar as propriedades funcionais e estéticas do paciente [ROVIGATTI, 2003].

Um exemplo em que as propriedades estéticas ultrapassam as funcionais dá-se na fabricação de uma orelha, através de um processo de espelhamento (utiliza-se como modelo a orelha boa do paciente), onde não existia uma defeito no processo auditivo, mas apenas uma zona defeituosa.

Tal como nas outras especialidades médicas, a execução de modelos tridimensionais permite a realização de um diagnóstico mais pormenorizado e auxilia no planeamento da cirurgia, com o intuito de restaurar uma função, seja ela prática ou estética.

Os modelos permitem visualizar a altura, largura e profundidade do local previsto para implante. Podendo estruturas consideradas anatomicamente críticas ser precisamente localizadas. Além disso, qualquer irregularidade não esperada na estrutura pode ser visualizada, eliminando eventuais complicações na cirurgia [ROVIGATTI, 2003].

Podem ainda ser criados guias cirúrgicos que ampliam os recursos, facilitando o posicionamento dos implantes, já que muitas vezes existe o risco de se atingir estruturas nobres vizinhas à área a ser intervencionada.

O modelo tridimensional para além de facilitar e tornar mais seguro o procedimento cirúrgico, optimiza a área disponível para implante (já que é apenas tratada a área necessária).

Caso de Estudo

Uma paciente com 26 anos de idade foi observada no “Agia Olga” Hospital em Atenas por sofrer de uma microsomia facial (tipo III, Pruzansky) que lhe atingia o lado esquerdo da face.

A fossa esquerda, o côndilo e os ramos descendentes estavam ausentes. E o arco zigomático estava hipoplástico.

Pelo facto de existir simultaneamente uma hipoplasia (diminuição da atividade formadora dos tecidos orgânicos) severa dos músculos mastigatórios, o queixo encontrava-se desviado para o lado esquerdo.

Apesar de ter sido previamente sujeita a outras osteotomias em ambos os maxilares esta paciente continuava a sofrer tanto funcional, como esteticamente.

Após a obtenção de imagens de diagnóstico da paciente foi realizado um modelo em estereolitografia. Este, permitiu obter informações mais detalhadas quanto à deformidade e simultaneamente simular o processo cirúrgico, prevendo o resultado final da cirurgia.

94

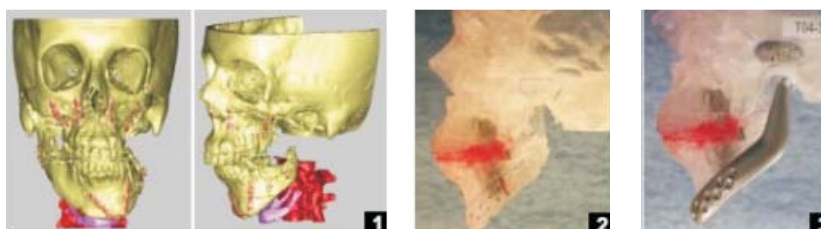
95

96

94. Imagens do modelo tridimensional onde se verifica a deformidade facial

95. Modelo em estereolitografia

96. Implante colocado sobre o modelo em estereolitografia



Depois de se executar o modelo e aplicar cera sobre ele iniciou-se o processo de projecção e execução do implante.

Este, era composto de duas partes; a componente a aplicar na zona temporal, para a reconstrução da fossa glenóide ausente e uma componente mandibular para a reconstrução do côndilo inexistente e da mandíbula esquerda deficiente. A posição e comprimento preferenciais para fixação dos parafusos foi medida e avaliada.

Durante a cirurgia as componentes temporal e mandibular foram precisa e facilmente

adaptadas e fixadas.

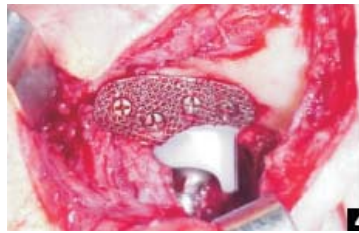
Um mês após a cirurgia não existia desvio durante a posição de abertura da boca, a função mastigatória passou a ser mais eficaz e esteticamente foram alcançados resultados mais aceitáveis.

97	98
----	----

97. Reconstrução do côndito

98. Implante da mandíbula esquerda

[www.materialise.com]



O modelo realizado através dos processos de RP foi muito estudado antes da cirurgia, tendo sido feito um complexo planejamento pré-operatório, nomeadamente no que concerne ao design e fabrico do implante que requerem uma grande precisão.

Tendo os implantes sido feitos com base no modelo da paciente, tanto as fixações como os implantes propriamente ditos não necessitaram de nenhum ajuste manual durante a cirurgia. Isto nunca seria possível sem a realização do modelo, tendo o tempo cirúrgico e a pressão dos tecidos diminuído [www.materialise.com].

99	100
----	-----

99. Imagens pós-cirúrgicas

100. Paciente sem desvio durante abertura da boca um mês após a cirurgia

[www.materialise.com]



A RP nos diversos sectores médicos – Neurocirurgia

É a especialidade médica que se ocupa do tratamento de doenças do sistema nervoso e periférico passíveis de abordagem cirúrgica [www.wikipédia.org].

A RP nesta área médica específica tem tido resultados notáveis. Os planeamentos cirúrgicos podem ser drasticamente melhorados graças à utilização de modelos físicos tridimensionais, já que estes permitem uma melhor compreensão da área a actuar e o treino cirúrgico, de forma a compreender quais os melhores procedimentos a adoptar durante a cirurgia.

Também o facto de ser possível criar implantes personalizados que se adaptem perfeitamente aos defeitos ósseos veio revolucionar esta área, já que a precisão de encaixe entre as margens do defeito ósseo e o implante é de 0,2 mm . Acresce ainda o facto de ser possível projectar os modelos com as furações necessárias para a fixação dos mesmos e para a inserção dos tubos de drenagem.

Tal como nas outras áreas médicas, a RP na neurocirurgia permite uma redução notável dos tempos cirúrgicos, um maior rigor e uma diminuição dos erros cometidos por falta de informação das áreas adjacentes.

O facto de os implantes serem personalizados permite a obtenção de resultados cosméticos muito superiores às próteses comuns, bem como uma diminuição significativa dos riscos de inflamações.

Mas, onde a RP se tem destacado de forma mais visível é em operações de grande risco, que normalmente demoram longos períodos de tempo, tendo-se verificado uma redução considerável dos tempos de cirurgia.

A diminuição visível dos custos inerentes a estas cirurgias atribui-se à diminuição dos tempos cirúrgicos e à redução dos riscos de infecção [www.anatomics.com].

Caso de Estudo

As gémeas Maria Teresa e Maria de Jesus Quiej Alvarez nasceram no dia 24 de Julho de 2001, na Guatemala, unidas pelo cérebro. O processo de separação de gémeos unidos é altamente complicado, mas os cirurgiões do Hospital Pediátrico da Universidade da Califórnia concluíram que a operação era possível.

As gémeas encontravam-se unidas pelo topo da cabeça, com as faces em direcções opostas, sendo este um dos tipos mais raros de união de gémeos. Embora fossem crianças alegres não tinham desta forma possibilidade de ter uma vida normal, para além de que a esperança de vida era até aos 10 anos de idade. As boas notícias eram que os cérebros eram completos e funcionavam independentemente, mas as veias sanguíneas eram partilhadas por ambas.

101

102

101. Imagem pré-cirúrgica das gémeas

102. Modelo do cérebro das gémeas realizado através da tecnologia de RP

[www.2objet.com]



A parte mais complexa desta operação era compreender a localização das veias e redireccionar o fornecimento sanguíneo. Como as veias se cruzavam entre si, localizá-las utilizando os métodos standard, como o RX, era impossível.

No entanto, os RX realizados mostravam que as raparigas possuíam cérebros separados e completos, assim como as artérias que providenciavam o fornecimento de oxigénio ao cérebro eram separadas, mas as veias sanguíneas alimentavam o sistema circulatório de ambas.

Um dos médicos do hospital, Dr. William J. Clearihue, sugeriu a utilização de um modelo tridimensional feito através do processo de RP de forma a que os cirurgiões pudessem praticar de que forma iriam separar o crânio das gémeas, redireccionar o fornecimento sanguíneo e determinar a área a inserir excertos de forma a cobrir os cérebros depois da separação.

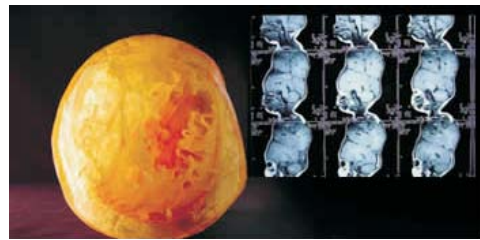
103

104

103. Médico assistente com modelo em estereolitografia

104. Modelo e imagens que lhe deram origem

[www.2objet.com]



Foram feitos modelos que incluíam os vasos sanguíneos, tendo o hospital de fornecer 3 tomografias de diferentes ângulos, já que neste caso apenas um ângulo não era suficiente. Foi então feita uma união dos exames e processada toda a informação, incluindo os vasos sanguíneos

Realizaram-se os modelos com a alta precisão dimensional necessária e todos os detalhes, já que os cirurgiões precisavam de conseguir ver o interior dos modelos de forma a redireccionar as veias

Foram feitos 3 modelos. Um do cérebro de cada uma das gémeas, que podiam ser estudados separadamente, e um modelo de replica da anatomia da união. O modelo permitiu não só praticar a técnica e a forma do corte, bem como planejar e auxiliar a cirurgia, e por isso reduzir o número de horas necessárias para a mesma.

105

106

107

105. Médico assistente e de fundo vários exames para determinar os procedimentos cirúrgicos

106. Modelo onde se pode visualizar os vasos sanguíneos

107. Estudo de forma de corte



A operação de separação das gémeas Quiej-Alvarez foi a 5 de Agosto de 2001 e demorou 22 horas em vez das 97 habituais. Os seus cérebros foram completamente separados, incluindo artérias e uma membrana divisória, tendo sido considerada um sucesso.

O fundador da Bio-Medical, Eitan Priluck diria: "Estamos tão satisfeitos por ver que a nossa tecnologia foi escolhida para este empreendimento humano, e este exemplo é só um de muitos que nós idealizamos para a nossa companhia."

108

109

108. Imagens das gémeas antes da cirurgia

109. Gémeas após o processo de separação

[www.2objet.com]



“Não interessa o quão bons são os nossos gráficos 3D,não há nada como um modelo na nossa mão..” Henry K. Kawamoto, Jr., Médico que colaborou na cirurgia às gémeas.

Caso de Estudo - II

Um paciente, de 28 anos de idade teve um severo traumatismo craniano, no ano de 1998 do qual resultou uma abertura no osso craniano. A abertura provocada pelo traumatismo reflectia-se num amplo defeito no contorno da testa.

Foi hospitalizado no departamento de Neurocirurgia do Hospital regional de Vinnitza, na Ucrânia, onde procederam à realização de tomografias que permitiram compreender a extensão da lesão.

110

111

110 e 111. Imagens do paciente onde se pode visualizar a deformidade existente

[www.materialise.com]



Foi então feita uma reconstrução tridimensional do crânio, concluindo-se que o defeito pós-traumático do osso frontal tinha 63,2x37,8 mm e que a cavidade óssea frontal encontrava-se quase destruída.

Verificavam-se também alterações nas órbitas devido aos defeitos existentes nas paredes superiores derivados da sua ligação com a cavidade craniana.

Procedeu-se à realização de um desenho tridimensional do implante a colocar no defeito craniano, tendo sido a parte mais difícil a modelação da superfície interior do implante.

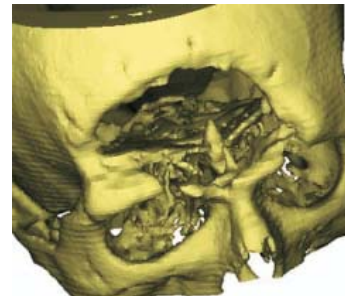
Depois de terem sido consultados os cirurgiões, a superfície exterior do implante foi copiada e movida 8 mm para dentro de forma a criar uma “parede”.

112

113

112 e 113. Modelo tridimensional para visualização e estudo do defeito ósseo

[www.materialise.com]



O implante obtido ficou ligeiramente mais fino que o segmento original do osso frontal do paciente, de forma a evitar a pressão do implante no tecido cerebral, proporcionando simultaneamente um espaço adicional ao cirurgião no caso de existir alguma dificuldade em remover alguma parte óssea ou tecidos moles no fundo da ferida.

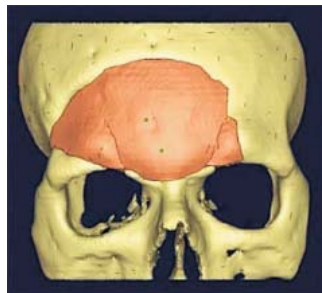
114

115

114. Modelo tridimensional do segmento a implantar

115. Modelo em estereolitografia

[www.materialise.com]



Para auxiliar todos estes processos procedeu-se à realização de um modelo em RP de um segmento do crânio, e mais tarde do implante individual. Este, foi posteriormente realizado num material biocompósito, hidroxiapatite.

O perfil do doente após a cirurgia ficou completamente modificado, passando a existir um contorno perfeito da testa.

Pode então concluir-se que as cranioplastias podem ser drasticamente melhoradas usando-se modelos tridimensionais realizadas pelos processos de RP já que permitem

a realização de implantes individuais que encaixam na perfeição no defeito ósseo do paciente.

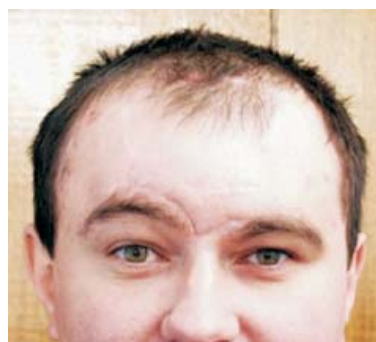
Existe ainda a vantagem do implante poder ser realizado para que não hajam quaisquer obstáculos aquando da inserção durante a cirurgia, o que permite diminuir o tempo da mesma. Uma vantagem acrescida é a possibilidade de realização do implante já com a furacão necessária para fixação do mesmo e para a inserção dos tubos de drenagem.

O período de validade dos exames para criação de implantes neste tipo de patologias é de seis meses desde a data da realização dos mesmos, já que se dão alterações naturais nas margens do defeito ósseo.

116

117

116 e 117. Imagens pós-cirúrgicas onde se pode verificar uma nivelção óssea



A RP nos diversos sectores médicos – Odontologia

Esta é a ciência que estuda e trata o sistema mastigatório, compreendendo a cabeça e o pescoço e abrangendo ossos, musculatura mastigatória, articulações, dentes e tecidos.

As tecnologias de RP são usadas já há algum tempo na área médica com resultados satisfatórios, no entanto, as publicações direccionadas para a área dentária são ainda pouco comuns [LIU, 2006].

A RP nesta área, tal como nas outras, permite a criação de modelos tridimensionais e instrumentos cirúrgicos para serem usados como ferramentas de auxílio à cirurgia. Tem havido uma aceitação pouco característica desta tecnologia nesta área graças ao alcance das geometrias complexas da área dentária, normalmente difíceis de alcançar por outros meios.

Também nesta área a aquisição de imagens torna-se necessária para a realização dos modelos, permitindo os exames elaborar um diagnóstico numa vasta gama de patologias, detectar fracturas da face, avaliação das articulações, etc.

Os modelos obtidos proporcionam informação quer visual quer táctil, sendo utilizados para planear e explicar cirurgias de grande complexidade. Podem ser utilizados como guias e de forma a auxiliar nos procedimentos cirúrgicos, (permite saber a localização, dimensões e forma do problema) diminuindo de forma significativa o tempo da cirurgia e as complicações pós-operatórias.

Uma das maiores vantagens da RP é permitir um conhecimento total da anatomia óssea antes da cirurgia [ROSA, 2004].

A prática de substituição de dentes em falta é, cada vez mais, uma prática odontológica convencional, existindo no entanto situações com requisitos especiais, como é o caso de doenças ou mal formações genéticas.

A posição e a estética do dente devem ser bem planeadas antes de qualquer intervenção cirúrgica, podendo ser realizado um modelo tridimensional para determinação do local de implante [GRANDO, 2005].

A meta de um implante dentário é estabelecer a integração entre o implante e o tratamento restaurador, com o objectivo de recuperar propriedades funcionais e estéticas.

No entanto, nesta área, a RP é sobretudo utilizada para o planeamento cirúrgico de cirurgias ortognáticas, colocação de implantes intraósseos, diagnóstico de defeitos

Caso de Estudo

Uma paciente sem dentes pretendia fazer uma reabilitação através da utilização de prótese fixas.

Foi feito o TAC de forma a compreender a estrutura do maxilar, tendo o exame revelado a existência de uma estrutura óssea com variadas alturas e defeitos ósseos no que concerne à espessura ao longo de todo o arco dentário. Nas áreas posteriores existiam defeitos bilaterais na cavidade óssea.

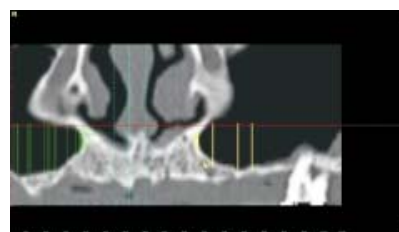
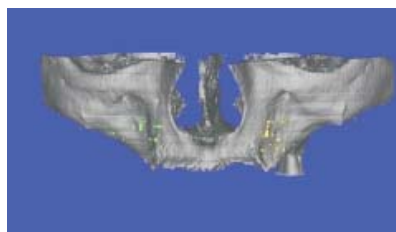
118

119

118. Tomografia tridimensional
pré-operatória

119. Tomografia panorâmica
pré-operatória

[www.materialise.com]



Foi feito um modelo tridimensional através do processo de estereolitografia, usando-se posteriormente resina termoplástica de forma a simular a posição dos excertos a implantar.

120

121

120. Modelo em

estereolitografia

121. Simulação de inserção

dos excertos no modelo



Inicialmente a doente foi sujeita a uma cirurgia com o intuito de colher osso cortical esponjoso (osso do quadril), tendo o local da colheita sido imediatamente suturado, drenado e protegido.

Posteriormente o maxilar da paciente foi ajustado à cavidade óssea e foram introduzidos excertos ósseos com auxílio de um guia criado através do modelo tridimensional. Depois de ser alcançada a membrana de Schneiderin foi inserido osso esponjoso, controlando com o modelo as dimensões dos excertos..

122

123

122. Colheita de osso cortical

123. Comparação do aspecto do modelo com o paciente

[www.materialise.com]



Foram então posicionados os excertos tentando alcançar a melhor adaptação possível entre excertos e por parte do tecido receptor.

Nos exames feitos posteriormente verifica-se uma completa integração dos excertos, sendo possível fazer o implante dentário final.

124

125

124. Compressão e fixação dos excertos

125. RX pós-cirúrgico

[www.materialise.com]



Foi feito um novo TAC, com a nova estrutura óssea da paciente, e realizado um novo modelo tridimensional de forma a planear a cirurgia e criar guias cirúrgicos de forma a torná-la mais rápida e rigorosa.

Foi feita então a nova cirurgia utilizando o guia, e foram inseridos os implantes.

Quatro meses depois da cirurgia todos os excertos estavam bem integrados não houve reacções inflamatórias, e os implantes encontravam-se osseointegrados.

126

127

126. Modelo em estereolitografia e guia cirúrgico

127. Implante inserido

[www.materialise.com]



Caso de Estudo - II

Um paciente foi submetido a uma tireoidectomia total para tratamento de um carcinoma diagnosticado em Dezembro de 1996, tendo evoluído sem ocorrências até ao ano de 1998.

Posteriormente, desenvolveu um tumor metastático que envolvia o corpo e ângulo mandibular esquerdo até à região do côndilo.

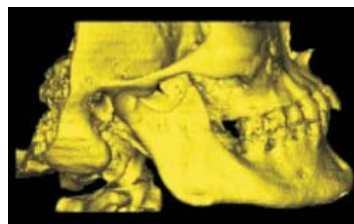
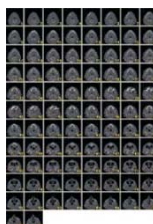
128

129

128. Cortes axiais das imagens tomográficas

129. Imagem tridimensional

[www.artis.com]



Procedeu-se à reconstrução mandibular imediata com um implante convencional de titânio, de forma a manter a continuidade do arco. Este implante funcionou satisfatoriamente, com limitações, durante 4 anos, tendo-se posteriormente soltado um dos parafusos de fixação do segmento proximal ocorrendo alterações no posicionamento do mesmo com risco de perfuração da mucosa do paciente.

Foi realizado um TAC a partir do qual se produziu um modelo em estereolitografia. Foi

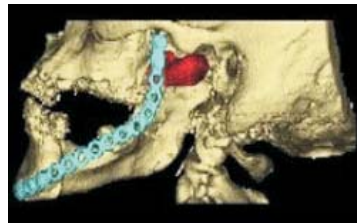
feito treino cirúrgico no modelo, realizando-se um alongamento do corpo mandibular direito e colocação de prótese no lado esquerdo visando a adequação da linha média dentária.

130

131

130. Reconstrução tridimensional

131. Modelo em estereolitografia com placas
[www.artis.com]



Realizou-se inicialmente uma reconstrução em três dimensões onde se apresentava a placa e o côndilo, tendo-se posteriormente realizado um modelo em estereolitografia com as placas fixas através de parafusos.

132

133

132. Construção de protecção para fossa mandibular em resina acrílica

133. Peça em titânio adaptada à fossa mandibular
[www.artis.com]



Procedeu-se então à construção de uma protecção para a fossa mandibular, em resina acrílica autopolimerizável, e posteriormente a peça foi fundida em titânio.

De seguida fez-se uma associação da peça directamente ao côndilo, com prolongamento de corpo e ramo mandibulares, tendo-se fixado implantes dentários na região da placa correspondente aos dentes 35 e 37 com resina autopolimerizável para posterior solda à placa em titânio.

134

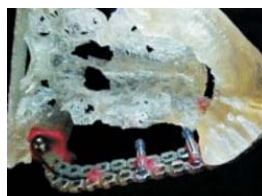
135

136

134. Prótese com implantes dentários fixos com resina

135. Detalhe da fixação

136. Modelo final da cirurgia
[www.artis.com]



A cirurgia ao modelo ficou então concluída com sucesso, tendo-se realizado uma adaptação da fossa condilar para posterior fixação da prótese, e um alongamento do corpo mandibular direito.

Aquando da intervenção, procedeu-se ao acesso à fossa mandibular para encaixe da protecção em titânio. Simultaneamente removeu-se o côndilo e a prótese convencional.

137

138

137. Encaixe da protecção em titânio

138. Remoção do côndilo e prótese mandibular convencional

[www.artis.com]



Colocou-se então a nova prótese, realizando-se testes mandibulares em posição aberta e fechada. Tendo-se verificado o sucesso dos resultados obtidos através de exames radiológicos de controlo.

139a)

139b)

139c)

140

139 a, b, c. Colocação da nova prótese e realização de testes

140. RX de controlo

[www.artis.com]



Fonte: <http://www.patologiaoral.com.br>

A RP nos diversos sectores médicos – Oncologia

Esta é a especialidade médica que estuda as neoplasias (tumores malignos) e a forma de como essas doenças se desenvolvem no organismo.

A RP na área oncológica, tal como nas outras, possibilita a geração de modelos tridimensionais com o objectivo de auxiliarem o planeamento cirúrgico, e/ou a realização de um diagnóstico mais preciso. Como diagnóstico de defeitos oro faciais, neoplasias, quistos, fracturas, abscessos, problemas condilares e na endodontia [ROVIGATTI, 2003].

A aceitação da RP nesta área tem-se dado sobretudo graças à possibilidade de visualizar os tumores juntamente com as estruturas ósseas, ou outras, o que normalmente é difícil obter com outras tecnologias. Esta característica permite ter uma noção mais rigorosa da área atingida, e qual a afectação óssea.

Na oncologia, realiza-se a confecção de enxertos, que são usados em cirurgias de extracção de partes ósseas atingidas pelo cancro [SOUZA, 2002].

A introdução de cores no modelo tridimensional permite fazer uma clara distinção dos elementos a remover (tumores, etc) através dos seus contornos precisos.

Pode simultaneamente criar-se guias cirúrgicos, com o objectivo de tornar a cirurgia mais rápida e precisa. Já que os guias determinam qual o caminho, profundidade de

corte, etc. que devem ser feitos pelo médico assistente.

Por se saber de antemão qual será a zona da falha após a cirurgia, ou seja, após a remoção do tumor (calculada através do planeamento cirúrgico) é possível criar excertos (próteses) que colmatem a falha e criem uma superfície o mais aproximada possível da fisionomia natural do paciente. Servindo então o modelo para visualização e comparação pré e pós-operatória de modo a observar as mudanças subsequentes [GREND, 2005].

Este tipo de aplicação tem-se mostrado muito gratificante para os pacientes. Não só porque pela existência de um estudo prévio na anatomia do paciente a cirurgia é menos demorada, e por isso menos saturante para o doente, como também trás uma grande melhoria no que concerne à parte estética.

Convém ainda referir que neste tipo de pacientes (com cancros, tumores, etc.) a recuperação da sua fisionomia dita “normal” é muito importante para o bem-estar psicológico do doente, que sofre muitas vezes pelo facto da sua aparência não ser a desejada [www.materialise.com].

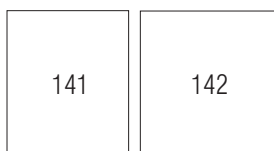
Pelo facto de o tempo cirúrgico ser menor, e por se revolver apenas os tecidos necessários, o tempo de recuperação é também, normalmente, menor.

Caso de Estudo

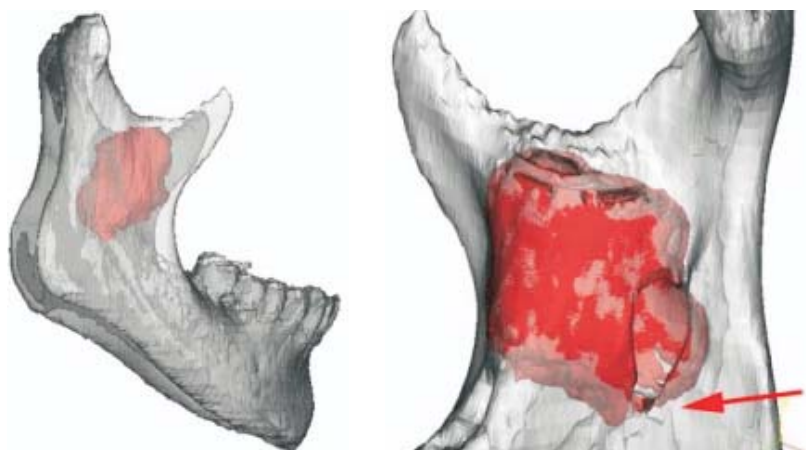
Uma paciente do sexo feminino de 40 anos de idade foi observada no Hospital Universitário da Academia Médica de Kiev por ser portadora de um ameloblastoma, ou seja, um tumor odontogênico de crescimento lento.

Procedeu-se à realização de um TAC, com o intuito de obter a volumetria do tumor. Através de modelos de visualização tridimensionais foi possível distinguir de forma cromática, e utilizando transparências, o tumor de outros tecidos adjacentes, e por isso ver a sua extensão.

Foi feita uma reconstrução da cavidade atingida, evitando o tumor de forma precisa, determinando que se tratava de um tumor com 20x9x36mm, existindo uma penetração na parede da mandíbula direita de 10mm.



141 e 142. Modelo tridimensional onde se coloriu o tumor de forma a ser diferenciado
[www.materialise.com]



Posteriormente realizou-se um modelo em estereolitografia, colorindo-se o tumor e o nervo alveolar direito (o nervo foi desenhado no programa SimPlant Internal Master 8.0 e posteriormente exportado no formato STL). A colisão entre os vários elementos é óbvia.



143 e 144. Modelo em estereolitografia com o tumor colorido
[www.materialise.com]



Através deste modelo foi possível determinar de forma clara qual a técnica e forma de corte, de modo a remover todo o tumor, sem atingir tecidos saudáveis.

A RP nos diversos sectores médicos – Ortopedia

Esta é a especialidade médica que cuida das doenças e deformidades dos ossos, músculos, ligamentos, articulações, ou seja, doenças relacionadas com o aparelho locomotor.

Nesta área clínica a RP, tal como nas outras especialidades permite a realização de modelos tridimensionais de a forma auxiliarem de forma visual e tátil nas cirurgias (planeamento cirúrgico), ou mesmo permitindo a criação de guias cirúrgicos que reduzem drasticamente o tempo da cirurgia, bem como o número de erros cometidos por falta de informação da área a intervir.

Por possibilitar a obtenção de modelos tridimensionais, permite uma visualização clara de quais as deficiências da parte atingida, desvios ósseos, etc. A utilização de modelos translúcidos, ou com coloração, permite ainda a observação de outros tecidos ligados ao osso como ligamentos ou músculos, o que permite determinar de forma precisa quais os caminhos a percorrer durante a cirurgia e qual o método cirúrgico a adoptar [www.materialise.com].

É ainda possível a construção de próteses ou moldes para próteses com características geométricas iguais à da parte atingida, adaptando-se na totalidade ao paciente, o que irá reduzir o tempo de intervenção, já que não é necessário proceder a ajustes da prótese durante a cirurgia. Verifica-se também uma diminuição do tempo necessário para a recuperação do paciente.

Existe um grande número de técnicos que acredita que esta tecnologia irá desempenhar cada vez mais um importante papel nas cirurgias de reconstrução desta área.

Caso de Estudo

Uma paciente do sexo feminino com 30 anos de idade foi observada no Royal National Orthopaedic Hospital Trust, na Inglaterra, onde lhe diagnosticaram pseudohipocondroplasia com uma disfasia múltipla da epífise.

Tinha pouco alcance de movimentos e dores constantes nas suas coxas, sendo por isso recomendada uma artroplastia total da coxa com um implante femoral adaptado.

De forma a projectar o implante final, foi necessário realizar um TAC e um modelo em RP que permitiu perceber qual o tipo de fenda existente no canal femural.

145

146

145. RX onde se verifica pseudohipocondroplasia

146. Modelo em RP

[www.materialise.com]



Foi com base nesta informação que se realizou o implante, produzido de forma que encaixasse perfeitamente na cavidade existente. Os exames pós operatórios mostraram que este alinhamento foi bem sucedido

Um ano após a cirurgia verificou-se que a paciente continuava sem dores e o implante com um bom funcionamento.

Pode concluir-se que os modelos realizados pelo processo de RP são muito úteis no que concerne à compreensão das deformidades ósseas, projecção do implante e no planeamento cirúrgico.

147. Implante fabricado a partir do modelo

148. RX pós-operatório

[www.materialise.com]

147

148



A RP nos diversos sectores médicos – Conclusão

Existem cada vez mais sectores médicos onde a RP pode ter um papel de relevo, pois todos os dias são feitas novas descobertas na área e atribuídas novas aplicações.

Ficou claro que a RP, através dos seus modelos físicos tridimensionais, permite um melhor planeamento cirúrgico, já que se pode obter informações de áreas pouco acessíveis, possibilita o treino cirúrgico, de forma a decidir qual a melhor forma de intervenção, permite a obtenção de guias cirúrgicos, que não só diminuem o tempo da cirurgia como aumentam o rigor das excisões e perfurações, e permitem uma melhor compreensão, por parte do paciente, daquilo a que vai ser sujeito, para além de se obterem melhores resultados estéticos.

Nos doentes sujeitos a cirurgias através deste processo verificou-se uma diminuição de complicações pós-operatórias, bem como de infecções.

O rigor dos implantes obtidos por estes processo e as suas múltiplas possibilidades (ex. modelo com a presença de furos para drenagem e fixação) fazem desta tecnologia uma escolha por excelência.

Para além dos vários casos de estudo anteriormente descritos, existem outros no cd em anexo. Estes, descrevem não só os vários procedimentos cirúrgicos como os materiais e tecnologias utilizadas.

Componente Prática

Introdução

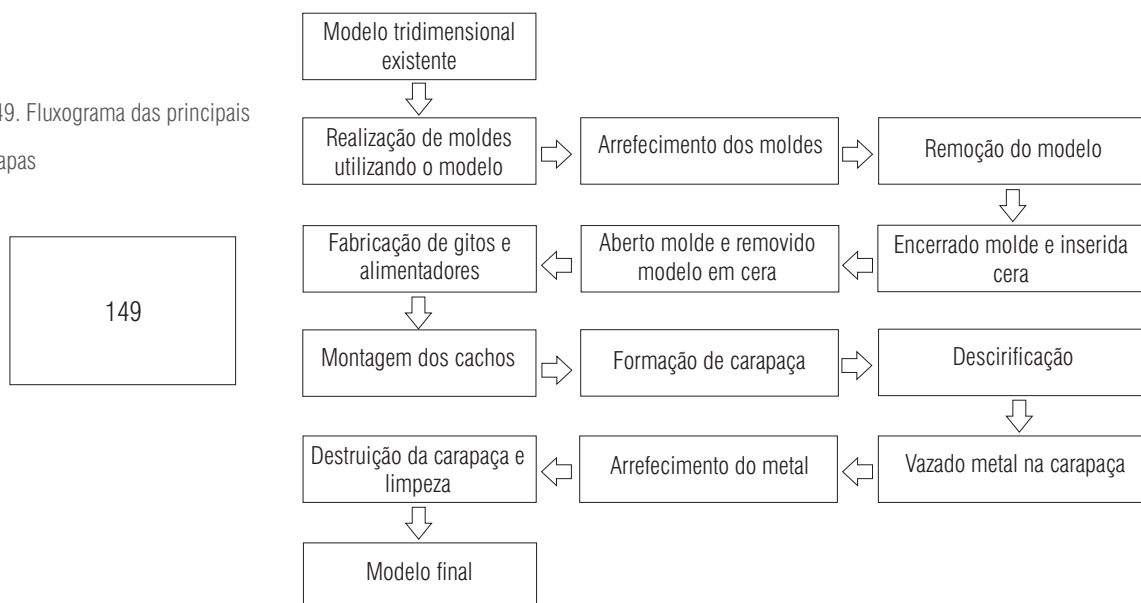
A metodologia apresentada de seguida pretende demonstrar as grandes vantagens da utilização da prototipagem rápida e das tecnologias a ela associadas, no desenvolvimento e produção de protótipos/componentes personalizados para serem aplicados em pacientes, em situações que poderão ir desde necessidades prementes de correcção de defeitos existentes no paciente, quer por má formação, quer por acidentes ou causados por determinadas patologias, mas também visando fins estéticos, porque o objectivo final trata-se de melhorar a qualidade de vida dos pacientes.

Esta qualidade pode também reflectir-se no paciente devido ao encurtamento do tempo e número de intervenções cirúrgicas e na rapidez de recuperação, procurando uma vida normal e de maior qualidade.

Apesar de não se tratar de uma experiência no sentido estatístico do termo, os estudos realizados permitem obter orientações credíveis para futuras experiências com ligas de titânio e outros materiais biocompatíveis, bem como testar a reprodutibilidade dos bons resultados obtidos.

O fluxograma que se segue é uma representação esquemática das principais etapas desta metodologia, sendo de seguida explicada de forma mais detalhada.

149. Fluxograma das principais etapas



Resultados experimentais

Foram seleccionadas algumas estruturas ósseas de uma face de um modelo tridimensional em estereolitografia de um crânio. Estas regiões: mandíbula, zigomático e zigomático superior foram obtidas por RP, num equipamento Vipersi (3D Systems, USA), tendo-se utilizado a resina SL 7810 Huntsmann (Vantico, USA).

150	151	152
153	154	



150. Zigomático com modelo

151. Mandíbula com modelo

152. Zigomático superior com modelo

153. Modelo em estereolitografia

154. Modelo em estereolitografia com modelos ósseos adaptados



Com estes modelos produziram-se três tipos de moldes, obtidos por vazamento de um silicone (T4 da Dow Corning, USA), de uma resina de poliuretano (F19 da Axson, França) e de uma mistura do silicone com 80% de pó de alumínio (>99%Al, P200, Hexcel, França).

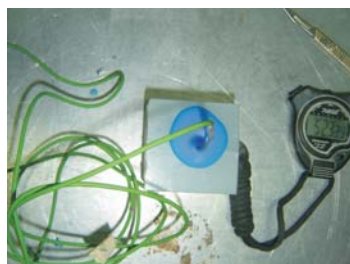
155	156
157	158

155. Moldes onde se pode ver a peça original no seu interior

156. Molde em silicone com pó de alumínio com o modelo no seu interior

157. Controle dos tempos de arrefecimento da cera no molde de silicone com pó de alumínio

158. Peça em cera no molde de silicone



Após um período de cura de 24h e uma pós-cura a 70°C durante 1 hora, os moldes foram abertos para remoção dos modelos e procedeu-se ao vazamento a 70°C (com e sem pressão), de cera para “investment casting” (fundição de precisão).

No molde de resina a cera foi injectada, enquanto que nos moldes de silicone foi vazada por gravidade.

159 a)

159 b)

159 a e b. Peças em cera nos moldes realizados com diferentes materiais



O molde em silicone carregado com partículas de alumínio permitiu obter tempos de arrefecimento das ceras mais curtos, que apesar de neste trabalho não ser um factor crítico, na produção de pré-séries é vital, uma vez que permite encurtar significativamente o “time-to-market”.

Após solidificação e arrefecimento das peças em cera, estas foram removidas dos moldes, sendo nesta fase sujeitas a pequenas correcções de imperfeições e posterior soldadura dos gitos e alimentadores para obtenção dos cachos.

160 a)

160 b)

161 a)

161 b)

161 c)

160 a e b. Peças em cera com gitos e alimentadores

161 a, b e c. Peças e cadinhos no processo de formação de carapaça



162	163
164 a)	164 b)

162 e 163. Peças e cadinhos após processo de formação de carapaça completo

164 a e b. Peças antes e após o processo de formação de carapaça



O fabrico das carapaças cerâmicas envolveu então a obtenção de duas camadas iniciais, por mergulho numa barbotina composta por cerâmicos não reactivos com o metal a ser vazado.

Após secagem, foram depositadas mais algumas camadas de alumina para conferir a resistência adequada ao cacho. Esta fase de produção das carapaças cerâmicas, uma vez que envolve secagem após a deposição de cada camada, faz com que o seu fabrico dure cerca de 2 dias.

165 a)	165 b)
--------	--------

165 a e b. Corte da matéria-prima para posterior fusão



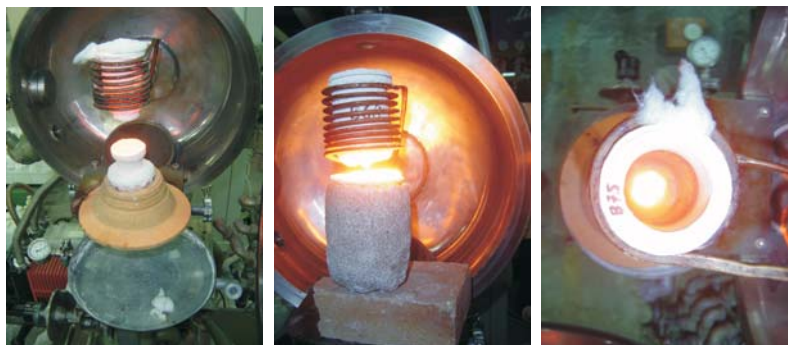
As carapaças foram então sujeitas ao processo de descirificação, ou seja, à eliminação do modelo em cera, que consiste na colocação dos cachos num forno eléctrico durante cerca de 1 hora, a um temperatura de 1050°C, seguida de sinterização a 1200°C. As carapaças ficam assim com a resistência necessária para o seu manuseamento e vazamento da liga metálica seleccionada.

Foram seleccionadas 3 tipos de ligas metálicas que são comumente utilizadas em

aplicações médicas; a liga F75, à base de cobalto (58% de Co e 26% de Cr, funde a cerca de 1350-1450 °C), o aço inox 316L (austenítico) e a liga de titânio F136 (Ti-6Al-4V), que é a mais utilizada em aplicações médicas. Esta última requereu um vazamento em vácuo e com uma atmosfera inerte.

166 a)	166 b)	166 c)
--------	--------	--------

166 a, b, c. Cadinho incandescente assente no suporte do forno para deposição da matéria no interior da carapaça



Foram depositadas pequenas quantidades dos diferentes metais em cadinhos cerâmicos, que foram colocados num forno de indução, desenvolvido no INEGI para o vazamento destas ligas reactivas, juntamente com as carapaças cerâmicas pré-aquecidas (para facilitar o preenchimento de toda a carapaça).

167 a)	167 b)
168	169

167 a e b. Fragmentação das carapaças, podendo ver-se no seu interior a peça final
168. Cadinho com o material excedente no seu interior
169. Cadinho junto da peça fabricada



Após fusão, o metal foi rapidamente vertido na carapaça, que após arrefecimento foi retirada do forno e quebrada para remoção da peça metálica.

As peças obtidas foram então limpas e electropolidas para lhes conferir o acabamento final.

170 a)	170 b)	
171 a)	171 b)	171 c)
172 a)	172 b)	172 c)

170 a e b. Peças finais aquando da destruição da carapaça, após limpeza e após polimento

171 a, b e c. Peças das 3 estruturas ósseas após a limpeza

172 a, b e c. Peças das 3 estruturas ósseas após electro-polimento



Todo o processo de fabricação, desde a selecção de o ficheiro .stl até à obtenção da peça metálica demorou cerca de 3-4 dias, o que demonstra as enormes potencialidades deste processo tecnológico na área médica.

Encontram-se informações mais detalhadas acerca dos materiais utilizados na fase experimental no cd em anexo.

“Aprendi que temos de usar a palavra impossível com prudência”

Wherner Von Brau

Conclusão

Com este trabalho demonstrou-se que a utilização das tecnologias de RP na área médica é hoje em dia uma realidade, podendo ser utilizada em diversos tipos de intervenções cirúrgicas, e que as investigações e desenvolvimentos em curso perspectivam aliciantes inovações nesta tão importante área.

Existem fases intermédias do processo que precisam ainda de algumas melhorias, como é o caso da aquisição de imagens médicas, onde a quantidade de informação disponível deve ser melhorada (melhoria necessária para a obtenção de modelos em RP a nível microscópico). Mas, de uma forma global, as etapas necessárias para a obtenção de modelos para aplicação na área médica, impostas por esta tecnologia, são cumpridas sem problemas.

Os processos de RP têm sofrido constantes alterações, evoluindo muitos deles para que os seus produtos respondam de forma eficaz em áreas diversificadas. O processo LOM, por exemplo, era considerado por muitos ultrapassado e a cair em desuso, tendo entretanto ganho um novo alento e introduzido novas aplicações para os seus produtos.

A introdução de novos processos e materiais é uma realidade que tem trazido inúmeras vantagens para a área médica, já que cada vez mais se consegue responder de uma forma eficaz às necessidades de cada paciente em particular, melhorando de forma drástica o seu bem estar, e consequentemente a sua qualidade de vida.

De facto, existem processos recentes, como o EBM e o SLM que nos trazem uma revolução nesta área, por permitirem a execução de próteses definitivas de forma directa, nos materiais metálicos desejados (como ligas de titânio, aço inox e cromo - cobalto).

Também na área dos materiais nos deparamos com a introdução quase diária de melhorias. Os biomateriais respondem cada vez mais de forma eficaz aos problemas apresentados.

A comunidade científica continua a reunir esforços para encontrar soluções, no que concerne a materiais, que respondam eficazmente aos problemas de biocompatibilidade, regeneração óssea, etc., e simultaneamente torna-los aptos para serem utilizados em tecnologias, como a RP, que podem responder em curtos espaços de tempo às necessidades dos utilizadores.

A dissertação apresentada teve por objectivo realizar um estudo exploratório sobre a utilização de próteses personalizadas realizadas através de processos de RP nas diferentes áreas médicas.

Pensamos que este objectivo foi atingido e para as condições analisadas no estudo de caso prático abordado, foi possível avaliar a viabilidade desta aplicação enquanto alternativa aos processos comuns, dado que produziu excelentes resultados nos aspectos estéticos e de tempo de produção.

Pequenos ajustes na metodologia das tecnologias de conversão utilizadas podem ainda ser necessárias, como por exemplo, a melhoria dos tempos de formação de carapaça ou a utilização de materiais alternativos quer durante o processo de obtenção do modelo, quer no modelo propriamente dito.

A utilização de materiais alternativos associados ao silicone para a obtenção de moldes mostrou-se proveitosa, permitindo tempos de arrefecimento menores que os alcançados com os materiais comuns.

A utilização deste processo mostrou-se eficaz e rápida, apesar de todo este processo apresentar ainda custos elevados.

Considerando os aspectos positivos acima apresentados, no que concerne à facilidade de obtenção dos modelos, boa qualidade geral dos produtos obtidos, tempos de fabricação,

etc., pode-se afirmar que a utilização das tecnologias de prototipagem rápida na área médica associadas aos processos de conversão demonstraram não só a sua viabilidade, como a sua eficiência, atingindo os objectivos propostos para este trabalho.

Trabalhos futuros

Observou-se com este estudo exploratório a necessidade de novas experiências com o objectivo de melhorar os tempos de realização dos modelos, bem como avaliar as diversas técnicas utilizadas para a obtenção de próteses, nomeadamente a reactividade dos metais líquidos com as carapaças cerâmicas, os custos envolvidos no processo global de produção dos componentes funcionais, limitações, etc..

Será também relevante conhecer melhor as limitações dos diversos materiais empregues na confecção de próteses a curto, médio e longo prazo, e explorar novas utilizações.

Será ainda de relevo aumentar o nível de rigor dimensional quer na obtenção das imagens, quer na execução dos modelos propriamente ditos.

Estão a ser elaborados dois artigos referentes à “Produção de Protótipos Metálicos na Área Médica” onde serão abordados os assuntos mencionados nesta tese e o caso de estudo apresentado na parte prática. Um dos artigos vai ser submetido à Conferência CLME 2008, que irá decorrer em Agosto de 2008 em Moçambique, sendo o outro submetido em Janeiro de 2008 a um Jornal da especialidade.

E o futuro?

“Aprendi que temos de usar a palavra impossível com prudência.” Wherner Von Brau
Quando pensamos acerca das tecnologias do futuro e dos nossos sonhos em relação a elas, achamos sempre que aquilo que pretendemos delas é demasiado irreal, uma mera utopia saída de um qualquer filme de ficção científica.

No entanto, os sonhos que muitos tiveram outrora são a nossa realidade de hoje.

Muitos dos projectos que pareciam inalcançáveis fazem agora parte do nosso dia a dia. O mesmo se passou com a RP, já que durante anos se sonhou com máquinas que imprimissem directamente aquilo que se projectava tridimensionalmente num computador. Hoje em dia, a impressão tridimensional é uma realidade, e a impressão de constituintes sólidos do corpo humano (como estruturas ósseas, cartilagens, etc.) já é possível, apesar de não existir ainda uma massificação deste processo. É natural que se sonhe agora mais além... Porque não obter este mesmo tipo de respostas para os outros elementos do organismo, ou seja, tecidos moles, órgãos, etc.?

Julgo que da mesma forma que se atingiu algo que muitos acreditavam ser impossível (a impressão tridimensional de modelos anatómicos específicos criados a partir de informações do paciente), será possível no futuro fazer esse mesmo tipo de impressões, mas de tecidos moles e órgãos.

Existem várias experiências que aspiram à reprodução exacta de constituintes como a pele, cartilagens, espinha, etc., mas ainda não foi possível uma reprodução ou criação

fiel, por existirem entraves, como o facto de a impressão precisar de ser feita a nível celular, sendo obviamente necessária informação a nível microscópico.

Actualmente a maior dificuldade reside aí mesmo, na obtenção de dados, já que será necessária a localização exacta, nos eixos do xx, yy e zz de cada célula. As ressonâncias magnéticas permitem-nos obter alguma desta informação, no entanto, de forma ainda muito grosseira, sem os detalhes necessários. Caminhamos para lá...

Para quando esse tipo de impressão? Quando será possível obter modelos em 3D em tudo semelhantes aos nossos corpos moles? Até que ponto evoluirá a ciência para que isto não passe de mera utopia? E quanto tempo demorará até que isto aconteça?

Podemos até ir mais além, quando será possível que os modelos criados interajam com o nosso organismo de forma a tornar activas zonas outrora “mortas” (por exemplo devido a amputações)?

É obvio que não será algo imediato, até porque a RP na área médica se encontra ainda numa fase relativamente embrionária quando pensamos em tudo aquilo que poderá vir a ser alcançado. No entanto, devemos ter a noção que a ciência evolui todos os dias, e que a qualquer momento pode ser explorado algo com o potencial necessário para revolucionar esta área.

Um dia, quiçá, iremos imprimir nas nossas casas as componentes que nos façam falta (um excerto de pele, por exemplo) para aplicarmos nós mesmos, como hoje em dia aplicamos um penso rápido ou um pouco de betadine.

Já é possível obterem-se orelhas para implantar em determinado tipo de patologias (como no caso da amputação do órgão), quando será possível fazê-lo por questões estéticas?

Poderemos nós mudar aquilo que nos desagrada em nós próprios de forma tão simples? Continuarão a existir pessoas feias ou passaremos todos a ser cópias daquilo que nos é instituído como belo? Poderemos tornar-nos naquilo que desejamos? Deixarão de ser marginalizadas pessoas por não se integrarem nos padrões, ditos normais?

A ausência de limites leva-nos também a questionar se eles devem existir ou não, qual o limiar entre o ético e o estético? A fronteira entre o razoável e o absurdo? Poderá uma

tecnologia com tanto potencial tornar-se em algo que nos destrua como indivíduos distintos que somos? Permanecem as dúvidas..

Talvez num futuro próximo os problemas que hoje se põe das intermináveis listas de espera de doadores de órgãos compatíveis deixe de existir. Quem sabe afinal o que pode acontecer? Não sabemos para onde nos leva o futuro, mas sabemos que a RP faz parte dele.

Afinal, nada é impossível, e os sonhos são o limite!

Bibliografia / Referências Bibliográficas

Acevedo, Daniel; Zhang, Song; Laidlaw, David; Bull, Christopher; Color Rapid Prototyping for Diffusion-Tensor MRI Visualization, Brow University, USA, 2006

Amaral, Filipe Miguel; Desenvolvimento de Novos Produtos em Estanho; Relatório de Estágio; ESTG, IPVC, 2007

Almeida, Pedro Miguel; Magalhães, Victor Hugo; Polímeros, UFP; Faculdade de Ciências e Tecnologia, Porto, 2004

Alves, Fernando Jorge Lino; Braga, Fernando Sousa; Simão, Manuel; Neto, Rui Jorge; Duarte, Teresa Pereira; Protoclick - Prototipagem Rápida; Janeiro 2001

Barbado, Henrique Jorge P.; Potencialidades da Prototipagem Rápida em Aplicações Médicas; FEUP-LEM, Porto, 2006

Bazan, Ovandir; Usinagem de Próteses para cranioplastia a partir de imagens tomográficas Tese de Mestrado de Engenharia Mecânica, Universidade Federal do Panamá; Curitiba, Setembro, 2004

Beer DJ; Lange, R; Design, Technology and Entrepreneurship as factores of international competitiveness, Technikon Free State, South Africa, 2006

Berce, P; Chezan, H.; Balci, N.; The application of Rapid Prototyping Technologies for manufacturing the custom implants; Rapid prototyping and rapid tooling; Technical University of Cluj-Napoca, Romania, 2005

Bibb, Richard; Medical Modelling The application of advanced design and development techniques in medicine; Woodhead Publishing Limited, CRC Press, USA, 2006

Bibb, Richard; Rapid Manufacturing: The future of Medical Devices?; The TCT Magazine; volume 15/ issue 2; Rapid News Publications ; 2007

Calixto, R. E.; Implante de um Floculado de Resina Derivada do óleo de Mamona (Ricinus Communis) em Alvéolo de Rato Imediatamente após a Extração Dental. Avaliações Histológica e Histométrica da Biocompatibilidade e da Cronologia de Reparo Ósseo; Universidade de São Paulo Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Dissertação de Mestrado, 2001.

Campos, S.D.; Campos, E.A.; Silveira, C.B.; BINI, R.A.; Biomateriais à base de Na₂O-CaO-SiO₂-P₂O₅ preparados com serragem e com glucose de milho: influência na porosidade e na cristalinidade; Cerâmica n51, 2005

Car, J.C.; Fright, W.R.; Beatson, R.K.; Surface Interpolation with radial basis functions for medical imaging; IEEE Transaction on Medical Imaging, vol.16, nº1, Fev. 1997

Chartoff, Richard; Steidle, Cheri; Klosterman, Don; Graves, George; Osborn, Nora; Automated Fabrication of Custom Bone Implants Using Rapid Prototyping; Business Briefing: Medical Device Manufacturing & Technology, 2002

Chua, C.K.; Leong K.F.; Lim C.S. Rapid Prototyping Principles and Applications; World Scientific; 2003

Cunha, Antero Manuel; "Potencialidades da Prototipagem Rápida no Desenvolvimento de Novos Produtos"; Relatório de Estágio, ESTG, IPVC, 2006

Cunha, Antero; Macedo, Humberto; Lino, F. Jorge; Vasconcelos, Pedro; Neto, Rui J. L.; Freedom of Creation Lighting Objects Using Rapid Prototyping, Materiais 2007, FEUP, Porto, 1-4 April 2007

Denis Cormier; Ola Harrysson; Industrial Engineering's Electron Beam; Melting machine first and only in US - THE COLLEGE OF ENGINEERING, January 2005

Digioia, Anthony M.; Blendea, Sorin; Jaramaz, Branislav; Computer-assisted orthopaedic surgery: minimally invasive hip and knee reconstruction; Orthopedic Clinics of North America, volume 35 n. 2, Abril 2004

Duarte, Humberto Macedo; "Potencialidades da Prototipagem Rápida no Desenvolvimento de Novos Produtos"; Relatório de Estágio, ESTG, IPVC, 2006

Dvorak, Paul; Rapid Prototyping a kidney and more; Medical Design Magazine, August, 2006

Eckhoff, D.; Dwyer, T.; Bach, J.M.; Spitzer, V; Reining, K.; Three-Dimensional Morphology and Kinematics of the Distal part of the fémur viewed in virtual reality; The Journal of Bone & Joint Surgery Volume 85-A, Supplement 4, 2003

Fernandes, Adriano; Laronga, Paulo Roberto; Coelho, Régis António; Ducati, Luís Gustavo; Silva, Mateus; Prototipagem como forma alternativa para realização de cranioplastia com metilmetacrilato; Neuropsiquiatria 62 (3B), 2004

Ferreira, A.C., Lafratta, F.H.; Conheça alguns meios para a obtenção de protótipos de peças injetadas; Plástico Industrial, p. 24-30; 1998

Ferreira, J.C.; Bártolo, P.S.; Alves, N.F.; Desenvolvimento de um Método para Integrar a Engenharia Inversa na Engenharia Computacional Aplicada e no Fabrico Rápido de Protótipos Médicos; ACE Jornal, 3 (1), 2004

Ferreira, P.; Gil, M.H.; Polissacarídeos como biomateriais, Química 100, Jan/Março 2006

Foggiatto, José; Ahrens, Carlos; Salmoria, Gean; Pires, Alfredo; Moldes de ABS construídos pelo processo de modelagem por fusão e deposição para injeção de PP e PEBD; Polímeros: Ciência e Tecnologia, Outubro/Dezembro, vol.14, n.005, 2004

Foggiatto, José Aguiomar; O Uso da prototipagem rápida na área médico-odontológica; Tecnologia & Humanismo, UTFPR, ano 20, n.30, 2006

Gershenfeld, Neil; When things start to think, Henry Holt and Company; New York, 2000

Gershenfeld, Neil; FAB: The coming revolution on your desktop from personal computers to personal fabrication; Basic Books; New York, 2005

Gibson, Ian; Rapid Prototyping: A Tool for Product Development; Computer-Aided Design & Applications, Vol. 2, No.6, 2005

Gorni, António Augusto, Introdução à Prototipagem Rápida e seus processos, Plástico Industrial, Março 2001

Grando, Neusa, Segmentação de Imagens Tomográficas visando a construção de modelos médicos; Tese de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Panamá, Curitiba, Agosto 2005

Grenda, Ed; Printing the Future the 3D printing and rapid prototyping source book; Castle Island Co.; USA, 2006

Granja, Pedro; Cellulose phosphates as biomaterials. In vitro biocompatibility studies, Reactive & Functional Polymers 66, 2006

Grimm, Todd; Fused Deposition Modelling: A Technology Evaluation; Time-Compression Technologies, Volume 11 Issue 2, April 2003

Grimm, Todd; User's Guide to Rapid Prototyping ; Society of Manufacturing Engineers, Dearborn Michigan, 2004

Groth, Michael; Bhatnagar, Aparna; Clearihue, William; Goldberg, Robert; Douglas, Raymond; Long-term Efficacy of Biomodeled Polymethyl Methacrylate Implants for Orbitofacial Defects; Arch Facial Plast Surg, vol.8;Nov/Dec, 2006

Harrysson, O; Cormier, D.; Direct fabrication of custom orthopaedic implants using electron beam melting technology. In Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications; Gibson I. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd.; 2006

Harrysson O.; Hosni; Yasser; Naygeh, Jamal; Custom-designed orthopaedic implants evaluated using finite element analysis of patient-specific computed tomography data: femoral-component case study; BMC Musculoskeletal Disorders 8, 2007

He, Yujue; Ye, Ming; Wang, Chengtao; A method in the design and fabrication of exact-fit customized implant based on sectional medical images and rapid prototyping technology, Int J Adv. Manuf Technol, n28, 2006

Hopkinson, N.; Hague, R. J.; Dickens, P. M.; Rapid Manufacturing an Industrial revolution for the digital age; John Wiley & Sons, Ltd., England, 2006

Jacobs, Paul F.; Hilton, Peter D.; Rapid Tooling Technologies and Industrial Applications; Marcel Dekker Inc. ; New York, 2000

Kai, Chua Chee; Jacob, Gan G.; Mei, Tong; Interface between CAD and Rapid Prototyping Systems. Part 1: A study of Existing Interfaces; Int J Adv Manuf Technol, n.13, 1997

Kai, Chua Chee; Meng, Chou Siaw; Ching, Lin Sing; Hoe, Eu Kee; Fah, Lew Kok; Rapid Prototyping Assisted Surgery Planning; Int Journal Adv Manuf Technol, n.14; 1998

Kai, Chee Kai; Meng, Chou Siaw; Ching, Lin Sing; Hoe, Eu Kee; Fah, Lew Kok; Rapid Prototyping Assisted Surgery Planning; Int Journal Manuf Technol, 14 1998

Lima, Cristiane; Tese de Mestrado - Engenharia Reversa e Prototipagem Rápida Estudos de Casos; Faculdade de Engenharia Mecânica - Campinas, 2003

Lindhe, Ulf, The TCT Magazine, vol.13, Issue 5, 2007

Lino, F. Jorge; Neto, Rui; A Prototipagem Rápida na Indústria Cerâmica, Comparação com outros sectores Industriais; Revista Kêramica; Ano XXVIII, Nº 260, pp. 14-28, Julho/Agosto de 2003

Lino, Jorge; Barbado, Henrique; Duarte, Teresa; Neto, R.J.; Paiva, Ricardo, Aplicação da Prototipagem Rápida na Área Médica, Saúde Oral, n.50 Set./Outubro 2006

Liu, Qingbin; Leu, Ming Leu; Schmitt, Stephen; Rapid Prototyping in dentistry: technology and application; Int J Adv. Manuf Technol, n.29, 2006

Ljungberg; Lennart; Materials selection and design for structural polymers Materials & Design, n.24, 2003

Luchesi, C.; Barbo, M.; Duek, E.; Membranas de Poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) como curativos para pele: degradação in vivo e in vitro; Polímeros: Ciência e Tecnologia vol 15 n.3 2005

Lyons, Brett; 3DP - Based Investment Casting: Summary of an Evaluation for Rapid Manufacturing; The TCT Magazine; vol. 15/ issue 3, 2007

Ma, D.; Lin, F.; Chua, C.; Rapid Prototyping Applications in Medicine. Part 1: NURBS-Based Volume Modelling; Int J Adv Manuf Technol, n.18; 2001

Ma, D.; Lin, F.; Chua, C.; Rapid Prototyping Applications in Medicine. Part 2: STL file Generation and Case Studies; Int J Adv Manuf Technol, n.18; 2001

Machado, Isabel Novais;Desenvolvimento de Novos Produtos em Estanho; Relatório de Estágio; ESTG, IPVC, 2007

Marques, Alexandra Pinto, Biofunctionality and Immunocompatibility of starch- based biomaterials, Universidade do Minho, Escola de Engenharia, Julho 2004

Masood, S.H.; Singh, J.P; Morsi, Y.; The design and manufacturing of porous scaffolds for tissue engineering using rapid prototyping, Int J Manuf Technol, n.27, 2005

Mavili, Mehmet Emin, Canter, Halil Ibrahim; Aydinatay,Banu Saglam; Kamaci, Soner; Kocadereli, Ilken; Use of Three-Dimensional Medical Modeling Methods for Precise Planning of Orthognathic Surgery; Journal of Craniofacial Surgery; n.133, 2007

Meurer, Eduardo; Oliveira, Marília; Meurer, Maria; Silva, Jorge; Bárbara, Ailton; Heitz, Cláiton; Os biomodelos de prototipagem Rápida em cirurgia e traumatologia buço-maxilofacial Tese de Doutoramento; Revista de Odontologia, 2007

Nakamura, E.; Junior, J.; Zanolli, J.; Utilização de ferramentas CAD/CAE/CAM no desenvolvimento de produtos eletroeletrônicos: vantagens e desafios, T & C Amazônia, ano 1, n.2 Junho 2003

Neto, Geraldo H.; Oliveira, Wedson; Valeri, F. Valiengo; Armazenamento de Imagens Médicas com InterBase; Ribeirão Preto- SP., 2004

Netto, Aurélio Costa; Ogliari, André; Beal, Valter; Ahrens, Carlos Henrique; Prototipagem Rápida: uma ferramenta de projecto para a redução do tempo de desenvolvimento e melhoria de qualidade de produtos; IV Congresso Brasileiro Gestão e Desenvolvimento de Produtos Gramado, Brasil, Outubro 2003

Park, Rachel; Fused Desposition Modelling, The TCT Magazine, volume 15/ issue 4, Rapid News Publications, 2007

Pereira, Ana Paula; Vasconcelos, Wander; Oraefice, Rodrigo; Novos Biomateriais: Híbridos Orgânico-Inorgânicos Bioativos; Polímeros: Ciência e Tecnologia, Outubro/ Dezembro 1999

Pereira, Ana Carina Silva; Design e Inovação: Madeira, Substituição de Materiais; Universidade de Aveiro - Departamento de Comunicação e Arte, 2006

Powers, John M; Sakaguchi, Ronald; Craig's Restorative Dental Materials Twelfth Edition; Mosby Elsevier, USA, 2006

Qingbin, Liu; Ming C., Leu; Stephen, Schmitt; Rapid prototyping in dentistry: technology and application; Int Journal Adv Manuf Technol n.29, 2006

Ramalhete, Pedro Miguel Barata; Design e selecção de materiais: novos contributos digitais para uma escolha fundamentada; Universidade de Aveiro - Departamento de Comunicação e Arte, 2006

Ratner, Buddy D.; Hoffman, Allan; Schoen, Frederick J.; Lemons, Jack E.; Biomaterials Science - An introduction to materials in Medicine - 2nd Edition - Elsevier Academic Press, USA, 2004

Rehme, O.; Emmelmann, C.; Proceedings of the Third International WLT-Conference on Lasers in Manufacturing Reproducibility for properties of Selective Laser Melting Products, Munich, June 2005

Rehme, O.; Schwarze, D.; Emmelmann, C; Selective Laser Melting of Customized Implants with Cellular Surface Structures for optimized elasticity and improved osseointegration; Rapid Product Development, RPD 2006

Resende, Camila; Duek, Eliana, Blendas de Poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) / poli(ácido.lático) : Degradação in vitro, Polímeros: Ciência e Tecnologia, ano/vol.13 n.1 Jan/Março 2003

Ribb, Richard; Medical modelling: The application of advanced design and development techniques in medicine; Woodhead Publishing Limited; England, 2006

Rigo, E.C.; Oliveira, L.C.; Santos, L.; Boschi, A.O.; Carrodeguas, R., Implantes metálicos recobertos com hidroxiapatita, Revista Brasileira de Engenharia Biomédica v.15 n.1-2 Jan/Agosto 1999

Rosa, Everton Luis; Oleskovicz, César Fernando; Aragão, Bruno Nogueira; Rapid Prototyping in Maxillofacial Surgery and Traumatology: Case Report; Braz Dental Journal 15(3), 2004

Rosa, Everton Luis Santos; Oleskovicz, César Fernando; Aragão, Bruno Nogueira; Rapid Prototyping in Maxillofacial Surgery and Traumatology: Case Report; Braz Dental Journal n15 (3), 2004

Silva, Marcelo Henrique Prado; Apostila de Biomateriais; 2006

Simões, Rui Pedro Oliveira; "Aplicação de Pó de Madeira no Fabrico de Protótipos por Prototipagem Rápida; Tese de Mestrado em Design Industrial, FEUP, 2006

Sakata, M.; Rincon, M.; Duek E.; Estudo da Integração Polímero/Cartilagem/osso utilizando poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) e poli(p-Dioxanona) em conduto femural de coelhos, Polímeros: Ciência e Tecnologia vol.14 n.3 2004

Seabra, Mafalda Alexandra Soares ; Segurança e Design na Máquina Ferramenta; Universidade de Aveiro - Departamento Comunicação e Arte, 2005

Silva, Carla Manuela Pereira da; Tratamento alcalino e enzimático de fibras sintéticas, Universidade do Minho - Departamento de Engenharia Têxtil, 2002

Souza, M.A.; Ricetti, F; Centeno, T.; Pedrini, H.; Erthal, J.; Mehl, Adriano; Reconstrução de Imagens Tomográficas Aplicada à Fabricação de Próteses por Prototipagem Rápida usando técnicas de triangulação; Sociedad Cubana de Bioingeniería, Artículo 256, Cuba, Maio 2001

Souza, Mauren; Centeno, Tania; Pedrini, Hélio; Integrando reconstrução 3D de imagens tomográficas e prototipagem rápida para a fabricação de modelos médicos; Revista Brasileira de Engenharia Biomédica, v.19, n.2, Agosto 2003

Tarley, Cesar; Sotomayor, Maria; Kubota, Lauro, Polímeros Biomiméticos em Química analítica, Revista Quim. Nova, vol.28 n.6, 2005

Varadan, Vijay K.; Jiang, Xiaoning; Varadan, Vasundara V.; Microstereolithography and other fabrication techniques for 3D MEMS; Wiley; England, 2001

Vasconcelos, Pedro Vasco S.M.; Fabrico Rápido Indirecto de ferramentas compósitas a partir de modelos de prototipagem rápida, FEUP, Porto 2004

Vasconcelos, Pedro; Lino, F. Jorge; Baptista, António; Neo, Rui J.; Tribological behaviour of epoxy based composites for rapid tooling; Science Direct Journal; volume 260, Issues 1-2, Jan 2006

Volpato, N.; Prototipagem rápida / ferramental rápido no processo de desenvolvimento de produto. Máquinas e Metais, v. 401, Jun, 1999.

Westbrook, J. H.; Materials: History before 1800; in Moavenzadeh; Consise Encyclopedia of Building & Construction Materials; Pergamon Press, 1990

Wohlers, Terry; Wohlers Report 2006 Rapid Prototyping and Manufacturing, State of the Industry; Wohlers Associates; Colorado- USA, 2006

Zeilhofer, Hans-Florian; Rapid Hightech in medical science and medical engineering applications, trends and the need for development, Euro-uRapid, 2005

Webgrafia

<http://www.anatomics.com/>
<http://www.gehealthcare.com/lapt/index.html>
<http://www.materialise.com/materialise/view/en/65854>
<http://www.protocam.com/>
<http://www.protomold.com/>
<http://www.3dsystems.com/>
<http://www.rapidprototyping.fraunhofer.de/ver2/de/>
<http://www.biomodel.com/>
<http://www.javelin3d.com/>
<http://www.maxfac.com/>
<http://www.rp4baghdad.org/>
<http://www.medicaldesign.com/>
<http://www.2objet.com/>
<http://www.blackwell-synergy.com/?cookieSet=1>
<http://www.springerlink.com/home/main.mpx>
<http://www.arcam.com/>
<http://www.artis.com.br/>
<http://www.scielo.br/>
<http://www.3dent.org/>
<http://www.cescg.org/>
<http://www.iti.org/>
<http://www.joensuu.fi/tkt/>
<http://www.propp.ufu.br/>
<http://www.bio-imaging.com/>
<http://www.wheelsonline.com/>
<http://www.paragon-rt.com/>
<http://www.bokardo.com/>
<http://www.time-compression.com/x/default.html>
<http://mix.fresqui.com/>
<http://www.3trpd.co.uk/>
<http://www.touchbionics.com/>
<http://www.laserlines.co.uk/>
<http://intl.stratasys.com/default.aspx>
<http://www.europacmetrology.co.uk/>
<http://www.rmplatform.com/>
<http://www.zcorp.com/>
<http://www.engineershandbook.com/RapidPrototyping/3dtool.htm>
<http://www.eos.info/>
<http://www.patologiaoral.com.br/>